



# Estimation du risque de chute suite à une perturbation d'équilibre

Pascal Vallee

## ► To cite this version:

Pascal Vallee. Estimation du risque de chute suite à une perturbation d'équilibre. Mécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2015. Français. NNT : 2015LYO10261 . tel-01273494

**HAL Id: tel-01273494**

**<https://theses.hal.science/tel-01273494>**

Submitted on 12 Feb 2016

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

## THÈSE

Pour l'obtention du DIPLÔME DE DOCTORAT

# Estimation du risque de chute suite à une perturbation d'équilibre

Présentée devant  
L'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON 1

Par  
**Pascal VALLÉE**

Formation doctorale : Biomécanique  
École doctorale MEGA

Soutenue le 26 novembre 2015

### Jury

---

Rapporteur	M. Franck MULTON	Professeur à l'Université de Rennes 2
Rapporteur	M. Nasser REZZOUG	Maître de conférences à l'Université de Toulon
Examineur	M. Pierre LEMERLE	Responsable du laboratoire MSMP, INRS Vandoeuvre
Examineur	Mme. Laurence CHEZE	Professeur à l'Université Claude Bernard Lyon 1
Directeur de thèse	M. Xuguang WANG	Directeur de recherche à l'Ifsttar, Lyon
Co-directeur	M. Thomas ROBERT	Chargé de recherche à l'Ifsttar, Lyon

---

Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs,  
Ifsttar, 25 av. François Mitterrand, case 24, 69 675 BRON Cedex



---

# UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

## **Président de l'Université**

Vice-président du Conseil d'Administration

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

Vice-président du Conseil Scientifique

Directeur Général des Services

**M. François-Noël GILLY**

M. le Professeur Hamda BEN HADID

M. le Professeur Philippe LALLE

M. le Professeur Germain GILLET

M. Alain HELLEU

## ***COMPOSANTES SANTE***

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Faculté d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

## ***COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE***

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. F. DE MARCHI

Département Biologie

Directeur : M. le Professeur F. FLEURY

Département Chimie Biochimie

Directeur : Mme Caroline FELIX

Département GEP

Directeur : M. Hassan HAMMOURI

Département Informatique

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE

Département Mathématiques

Directeur : M. le Professeur Georges TOMANOV

Département Mécanique

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Département Physique

Directeur : M. Jean-Claude PLENET

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Directeur : M. Y. VANPOULLE

Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon

Directeur : M. B. GUIDERDONI

Polytech Lyon

Directeur : M. P. FOURNIER

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Directeur : M. G. PIGNAULT

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Directeur : M. le Professeur C. VITON

Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education

Directeur : M. le Professeur A. MOUGNIOTTE

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. N. LEBOISNE

---

---

## Résumé

Les chutes représentent la deuxième cause de décès accidentels par traumatisme involontaire dans le monde. Les conséquences physiques et psychologiques représentent aussi un frein important à la mobilité des personnes âgées. Prévenir ces chutes apparaît donc comme un enjeu majeur. Une première étape, nécessaire, est d'identifier les situations présentant un risque de chute important.

L'objectif de cette thèse est donc de proposer des outils permettant de faire le lien entre une perturbation et le risque de chute associé.

Dans une première partie, un modèle simple permet d'estimer les états à partir desquels il est possible – ou impossible – de retourner dans une situation d'équilibre. Nous nous intéressons par la suite non plus aux états mais aux perturbations externes continues. Les résultats de la littérature étant limités sur cet aspect, une campagne expérimentale a été mise en place pour mettre en avant les effets de certains paramètres de la perturbation (*e.g.* le jerk) sur le seuil de rattrapage. Le modèle est alors étendu pour traiter le cas de perturbations de l'équilibre ayant un profil temporel variable. Ce modèle est utilisé pour un cas d'étude concret concernant l'évaluation des normes de freinage d'urgence dans les transports en commun guidés. Pour finir, en se basant sur des travaux précédents, nous proposons une modélisation utilisant un contrôleur basé sur la commande prédictive mettant en avant la régulation des stratégies et l'aspect cinématique du rattrapage d'équilibre.

L'ensemble de ces travaux mettent en avant l'influence des paramètres liés au rattrapage qu'il est difficile d'appréhender lors d'expérimentations. Ils montrent également l'importance de la caractérisation de l'élément déclencheur de la perte d'équilibre (*i.e.* la perturbation) dont la description est souvent incomplète dans la littérature. Afin de représenter des comportements encore plus réalistes, certaines améliorations peuvent être apportées comme la représentation d'appuis non-coplanaires ou une intégration plus détaillée des aspects sensoriels

---

# Communications

## 1. Publications

- Robert T, Vallée P, 2014. *Assessment of a numerical model of balance recovery by stepping*. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering vol.17 p176-7
- Vallée P, Robert T, 2015. *Influence of the strategies and biomechanical parameters on the capacity to handle balance perturbation: a numerical assessment*. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering (En cours de publication)
- Vallée P, Robert T, 2015. *Possible recovery or unavoidable fall? A model to predict the one step balance recovery threshold and its stepping characteristics*. Journal of Biomechanics (En cours de publication)

## 2. Conférences

- Vallée P, Robert T, 2015. *Influence of the strategies and biomechanical parameters on the capacity to handle balance perturbation: a numerical assessment*. Congrès de la Société de Biomécanique 2015, Paris, France.
- Vallée P, Robert T, 2015. *A numerical model to assess the risk of fall in public transportation - application to the influence of the jerk in emergency breaking*. IRCOBI Conference 2015, Lyon, France.
- Vallée P, Robert T, 2015. *A numerical model to predict the 1-step balance recovery threshold and reactions for young and elderly*. ISB Congress 2015, Glasgow, United Kingdom.

---

## Remerciements

Avant toute chose je voudrais remercier M. Franck Multon et M. Nasser Rezzoug pour avoir accepté de rapporter cette thèse. Je tiens à remercier également Mme Laurence Chèze et M. Pierre Lemerle d'avoir accepté de faire partie du jury de cette thèse.

Il y a un nombre important de personnes qui ont contribué à l'aboutissement de cette thèse. Après avoir arpenté le dictionnaire à la recherche de synonymes du mot merci (sans grand succès) il est temps d'essayer de le mettre en pratique.

Mes premiers remerciements vont à mes directeurs de thèse Thomas Robert et Xuguang Wang sans qui ce travail n'aurait pas été possible. Thomas, merci d'avoir passé du temps à me répéter les choses pour qu'elles s'imprègnent (ou presque) dans ma tête. Merci de m'avoir rigoureusement formé au monde de la recherche et surtout à ne plus trop employer le mot techniquement dans mes phrases.

Un énorme merci à Romain Tisserand alias mon binôme de thèse. C'est avec toi que tout a commencé et avec qui tout finira à un jour prêt. Je crois que si je devais détailler tout ce que tu m'as apporté pendant ces trois années, il serait nécessaire de faire un 2<sup>ème</sup> manuscrit. Merci pour ton enthousiasme, ton support, nos discussions scientifiques et toutes ces choses qui ont fait que travailler avec toi fut extrêmement enrichissant personnellement et scientifiquement. J'espère qu'on pourra trouver le moyen de collaborer pendant nos futures carrières car je sais que notre complémentarité nous permettrait de faire de super choses.

Un grand merci à Pascal Chabaud, avec qui la partie expérimentale fut rondement menée en très peu de temps. Même si nous nous sommes croisés que pendant 3 mois, travailler avec toi fut très formateur et j'espère qu'on pourra écrire ensemble un article sur cette satanée manip !

Si j'en suis là aujourd'hui c'est grâce à deux personnes qui sans trop le savoir m'ont donné le goût et l'envie d'évoluer dans ce vaste domaine qu'est la biomécanique. Alors merci Francis et Xavier pour ce que vous m'avez partagé et appris il y a 5 ans chez Proteor.

Je tiens également à remercier l'ensemble du personnel technique du LBMC, Leila, Yves et Stéphane pour votre bonne humeur quotidienne et surtout votre disponibilité. Un remerciement spécial à Richard qui a permis la réalisation du montage expérimental en moins de 48h00 montre en main.

Merci à toutes les personnes du labo avec qui j'ai pu échanger et apprendre au cours de ces trois années. Je commence par les permanents : Philippe Beillas, David Mitton, Sonia Duprey, Raphaël Dumas, Florent Moissenet. Je continue avec les plus jeunes : Alex, Vincent, Sophie, Brice, Franck, Kean, Edison, Agathe, Romain D (et ses tongues), Junfeng et Léo Une petite pensée pour les anciens thésards ayant occupé mon bureau actuel Romain et Julien, merci pour vos conseils !

Cette thèse n'aurait pas été possible sans des à-côtés qui m'ont fait sortir la tête du guidon et surtout penser à autre chose. Alors merci à mes compatriotes volleyeurs de l'équipe 3 et en particulier à Stéphanie et Armel. Merci à Dan de m'avoir mis des raclées phénoménales au badminton. Merci à Mande pour les coups de main en statistique mais surtout pour toutes les pauses à 16h et les (très nombreux) repas du soir.



---

Des à-côtés il y en eu d'autres et surtout avec mes compagnons d'infortune. Merci d'avoir contribué à la bonne ambiance quotidienne au labo. Merci à toute la petite bande : Charles alias Karim notre minorité visible qui peut être un jour arrêtera de grogner (cordialement), Anicet notre merlu national expert en football avec qui on ne sent pas son verre et à Rémy notre Normand-rugbyman-musicos à qui il reste beaucoup à apprendre au badminton. Tout simplement merci d'avoir été là pendant le badminton, le volley, le ski, les apéros, le mud-day, les soirées jeux et j'en passe...

Le soutien à distance a aussi été primordial et c'est pourquoi je remercie Charlène, Maxime, et Arnaud. Merci aussi d'avoir pris du temps pour que ce manuscrit ne pique pas les yeux en le relisant attentivement. J'ai hâte de passer plus de temps avec vous maintenant. Je remercie aussi Cindy pour ses très (très, très) nombreuses relectures et son soutien permanent (pour ne pas dire quotidien). Je ne remercierai jamais assez Jacques et Sylvie pour leur générosité. Merci à Éric pour les sessions geek qui vont pouvoir reprendre prochainement. Un remerciement très spécial à Juliette pour m'avoir encouragé pendant ces 3 ans, pour cette magnifique mise en page ainsi que pour la relecture finale.

Je termine par remercier ma famille toute en entière pour leur soutien sans faille. Je remercie mon père et ma mère à qui je dois tout ce que je suis aujourd'hui et pour ça je vous en serai éternellement reconnaissant.

Je m'excuse d'avance et je remercie toutes les personnes que j'ai pu oublier.

---

## Table des matières

Résumé .....	3
Remerciements .....	5
Table des matières .....	7
Chapitre 1 : Revue de littérature .....	11
1. Contexte .....	12
1.1 La chute, un évènement commun .....	12
1.2 Le vieillissement, un facteur aggravant .....	12
1.3 Les transports en commun, un environnement perturbateur .....	13
2. Cadre conceptuel .....	14
2.1 Réflexion sur la définition d'état d'équilibre .....	14
2.2 Proposition de définitions .....	16
3. Littérature sur l'équilibre et le rattrapage de l'équilibre .....	17
3.1 Perception du corps dans l'environnement .....	17
3.2 Les stratégies de rattrapage .....	18
3.3 Les perturbations externes de l'équilibre .....	20
3.4 Conclusions .....	22
4. La modélisation de l'équilibre .....	23
4.1 La représentation du corps humain .....	23
4.2 Les mesures de stabilité .....	24
4.3 Comment savoir si l'on peut éviter une chute ? .....	26
4.4 Les contrôleurs .....	32
4.5 Conclusions .....	34
5. Bilan et Objectifs de la thèse .....	34
Chapitre 2 : Modèle pour estimer les seuils de rattrapage d'équilibre pour des perturbations discrètes .....	37
1. Introduction .....	38
1.1 Les expérimentations et leurs limitations .....	38
1.2 Les modèles existants .....	38
1.3 Objectifs .....	40
2. Matériel et méthode .....	40
2.1 Données expérimentales .....	40
2.2 Modèle mécanique .....	42
2.3 Modélisation des actions de rattrapages .....	43

---

2.4	Paramétrage du modèle .....	45
2.5	Définition de la possibilité de se rattraper .....	46
2.6	Evaluation du modèle par rapport aux résultats expérimentaux.....	47
3.	Résultats et discussion .....	47
3.1	Les seuils de rattrapage .....	47
3.2	Influence du modèle mécanique.....	49
3.3	Les caractéristiques du pas de rattrapage .....	50
3.4	Analyse de sensibilité des paramètres du modèle .....	52
4.	Retour sur les hypothèses du modèle.....	54
4.1	Rotation du volant d'inertie après la pose du pas.....	54
4.2	Evolution du modèle après le pas de rattrapage ? .....	56
5.	Conclusion et perspectives.....	59
Chapitre 3 : Influence des différents paramètres d'une perturbation continue sur l'équilibre : approche expérimentale.....		61
1.	Introduction.....	62
2.	Etat de l'art sur l'influence des différents paramètres du profil temporel de perturbation sur l'équilibre.....	62
2.1	Peu de données exploitables.....	63
2.2	L'intensité de la perturbation n'est pas le seul descripteur .....	63
2.3	Influence de la durée .....	64
2.4	Influence du Jerk .....	65
2.5	Conclusion.....	67
3.	Expérimentations .....	67
3.1	Contexte .....	67
3.2	Objectifs .....	67
3.3	Matériel et méthode.....	67
3.4	Résultats .....	71
4.	Conclusions et perspectives .....	77
Chapitre 4 : Un modèle pour estimer la possibilité et la difficulté du rattrapage d'équilibre pour des perturbations continue .....		79
1.	Introduction.....	80
2.	Modélisation.....	80
2.1	Modèle mécanique .....	80
2.2	Utilisation des réactions de rattrapage et paramétrage du modèle .....	81
2.3	Modélisation du pas de rattrapage.....	81

---

2.4	Estimation de la possibilité de rattraper son équilibre.....	82
2.5	Estimation de la difficulté à rattraper son équilibre. ....	83
3.	Evaluation du modèle .....	83
3.1	Seuil de rattrapage en 0 pas .....	83
3.2	Seuil et difficulté de rattrapage en 1 pas : effet du jerk.....	86
3.3	Conclusion.....	89
4.	Application aux freinages d’urgence dans les transports en commun ...	89
4.1	Contexte .....	89
4.2	Influence d’une modification du jerk seul sur le risque de chute.....	92
4.3	Influence d’une modification du Jerk à distance d’arrêt constante .....	95
4.4	Discussion .....	97
5.	Limites et perspectives.....	98
	Chapitre 5 : Vers un contrôleur prédictif du rattrapage d’équilibre .....	99
1.	Introduction.....	100
1.	Formalisation du problème .....	101
1.1	Travaux précédents.....	101
1.2	Proposition d’une nouvelle fonction de coût.....	104
2.	Résultats .....	105
2.1	Estimation des seuils de rattrapage perturbation .....	105
2.2	Régulation des stratégies .....	108
3.	Conclusion .....	115
	Conclusions générales .....	117
	Annexes.....	129
	[A1] Evaluation de la norme – FU1, FU2 et FU3 .....	129
	[A2] Evaluation du moteur - respect de la consigne.....	136

---

---

---

# Chapitre 1 :

## Revue de littérature

### Table des matières

1.	Contexte .....	12
1.1	La chute, un évènement commun .....	12
1.2	Le vieillissement, un facteur aggravant.....	12
1.3	Les transports en commun, un environnement perturbateur .....	13
2.	Cadre conceptuel.....	14
2.1	Réflexion sur la définition d'état d'équilibre .....	14
2.2	Proposition de définitions.....	16
3.	Littérature sur l'équilibre et le rattrapage de l'équilibre.....	17
3.1	Perception du corps dans l'environnement.....	17
3.2	Les stratégies de rattrapage .....	18
3.3	Les perturbations externes de l'équilibre .....	20
3.4	Conclusions .....	22
4.	La modélisation de l'équilibre .....	23
4.1	La représentation du corps humain .....	23
4.2	Les mesures de stabilité.....	24
4.3	Comment savoir si l'on peut éviter une chute ? .....	26
4.4	Les contrôleurs .....	32
4.5	Conclusions .....	34
5.	Bilan et Objectifs de la thèse .....	34

---

## 1. Contexte

---

### 1.1 La chute, un évènement commun

Une chute est un évènement courant que l'on peut subir à n'importe quel moment de sa vie. C'est d'ailleurs un élément classique du développement de l'enfant avec l'apprentissage de la marche, de la course ou encore avec la découverte de son environnement. Parfois bénignes, les chutes ont malgré tout engendré 424 000 décès dans le monde en 2004, touchant principalement les personnes adultes (âge supérieur à 20 ans) (Organisation mondiale de la Santé, 2008).

L'origine d'une chute peut être interne (trébuchement, mouvement volontaire) ou externe (poussée, mouvement de l'environnement). L'incapacité à retrouver l'équilibre après une perturbation peut être le résultat de différentes causes qui sont inhérentes à la personne qui subit la perte d'équilibre (ex : enfant, personne âgée, présence d'une pathologie) mais aussi à l'environnement dans lequel se déroule l'action (ex. obstacle, manque de visibilité, surface glissante). En se basant sur la définition donnée par l'Organisation Mondiale de la Santé (2012), la chute est définie comme un évènement à l'issue duquel une personne se retrouve sur le sol ou toute autre surface située à un niveau inférieur à celui où elle se trouvait précédemment. Il manque deux éléments essentiels dans cette définition : 1°/ l'élément déclencheur de la chute ; 2°/ la raison pour laquelle la personne n'a pas été en mesure de revenir dans un état d'équilibre. Nous proposons d'étendre cette définition de la chute comme un évènement qui fait suite à une perturbation interne ou externe à l'issue de laquelle une personne, par son incapacité à y répondre de manière adéquate, se retrouve sur le sol ou toute autre surface située à un niveau inférieur à celui où elle se trouvait précédemment.

### 1.2 Le vieillissement, un facteur aggravant

L'augmentation de l'espérance de vie fait qu'aujourd'hui, en France, les personnes de plus de 75 ans représentent 9.3% de la population (Insee) et cette part de la population va augmenter jusqu'à 13.6% d'ici 2035 (Insee). De par leurs capacités physiques diminuées, les personnes âgées sont moins performantes que les autres populations vis-à-vis du rattrapage d'équilibre (Granacher et al., 2012, 2008; Lin and Woollacott, 2002). Il a été montré que passé 60 ans, plus l'âge avance et plus la fréquence des chutes devient importante (Winter, 1995) avec une personne sur trois qui chute chaque année (Organisation mondiale de la Santé, 2008).

Les chutes entraînent des blessures qui peuvent aller du simple hématome, en passant par une fracture (Orces, 2013) et jusqu'au décès dans les cas les plus extrêmes (Stevens et al., 2006). Par conséquent, si la chute n'est pas évitée pour les personnes âgées, leur constitution plus fragile entraîne plus facilement des conséquences les plus graves comme la chute mortelle (Figure 1).

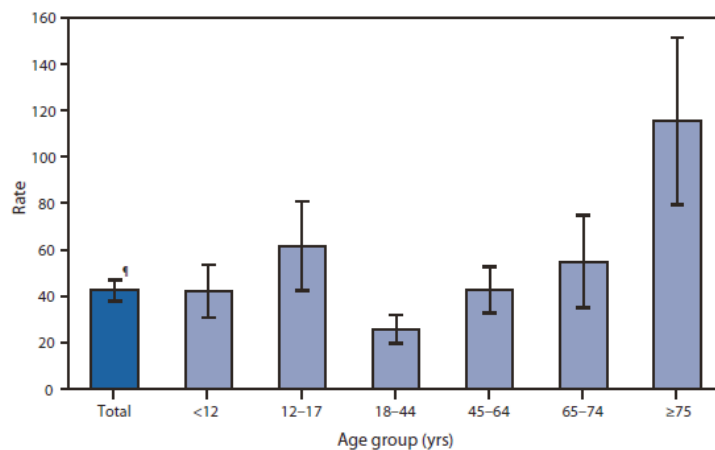


Figure 1 : Taux pour 1000 personnes des chutes mortelles classées par tranche d'âge aux Etats-Unis en 2010, extraits de l'étude épidémiologique de (Adams et al., 2011)

La conséquence directe de l'ensemble des chutes est un impact économique très important avec chaque année, 37.3 millions de chutes qui sont suffisamment graves pour nécessiter une intervention médicale, les personnes âgées représentant plus de 50% des hospitalisations (Organisation mondiale de la Santé, 2008).

Une autre conséquence psychologique moins connue est problématique : la peur de tomber (Pai et al., 1998; Vellas et al., 1997). Cette peur pousse les personnes à éviter les situations à risques de la vie quotidienne en limitant de façon importante leurs déplacements. Cette perte de mobilité et d'autonomie crée un cercle vicieux en entraînant un manque d'activité physique réduisant d'autant plus les capacités à rattraper une perte d'équilibre (Masud and Morris, 2001).

L'identification et la prévention des situations à risque de chute élevé apparaissent comme primordiales d'un point de vue social et économique.

### 1.3 Les transports en commun, un environnement perturbateur

Une des situations du quotidien représentant des risques de chute importants est celle des transports en commun. Qu'ils soient jeunes ou âgés, l'équilibre des voyageurs dans les transports en commun est continuellement perturbé et de manière plus ou moins brutale selon la situation rencontrée. Des valeurs d'accélération ont été relevées expérimentalement par De Graaf and Van Weperen (1997) dans différents types de transports en commun comme le métro, le tramway et le bus. Ils montrent que les accélérations mesurées sont supérieures aux accélérations que les passagers peuvent soutenir sans faire de pas de rattrapage (De Graaf and Van Weperen, 1997; Jongkees and Groen, 1942; Powell and Palacín, 2015; Robert, 2005; Verriest et al., 2010). Ces conclusions nous montrent que lorsque l'on est debout dans les transports, il est vraiment difficile de maintenir son équilibre sans appui supplémentaire et que par conséquent, le risque de chute et de blessure est beaucoup plus important que dans un environnement classique.



Ces résultats expérimentaux sont appuyés par l'analyse épidémiologique de Björnstig et al. (2005). En effet, les blessures dans les transports surviennent principalement lorsqu'il n'y a pas de collisions avec un autre véhicule. Les situations en conditions normales de fonctionnement telles que les changements de direction, les freinages (d'urgence et normaux) ou les accélérations apparaissent comme dangereuses pour la sécurité des passagers et plus particulièrement pour ceux qui sont debout ou en mouvement (Halpern et al., 2005). Les situations extrêmes comme les arrêts d'urgence ou les accélérations/décélérations brusques et inattendues sont d'autant plus dangereuses car les niveaux de perturbation sont encore plus élevés. Ces situations, représentent pas moins de 50% des blessures relevées dans les transports (Björnstig et al., 2005).

Avec ce constat, les transports apparaissent comme un environnement propice à la chute et à la blessure notamment pour les personnes fragiles (personnes âgées, à mobilité réduite, enfants). Les personnes âgées de plus de 55 ans représentent entre 54% et 56% des blessures relevées selon les moyens de transport utilisés (Björnstig et al., 2005; Halpern et al., 2005; Pereira et al., 2001). D'autant plus qu'en Europe, les transports en commun génèrent environ 56 millions de voyages sur une année (UITP, 2014) et ce nombre ne fait que croître, augmentant de plus en plus le risque de victimes potentielles.

Afin de limiter la perte de mobilité liée à la dangerosité des moyens de transport dans des situations normales de fonctionnement, il est important de pouvoir déterminer et caractériser les perturbations qui pourront être utilisées afin de trouver un compromis entre sécurité des passagers et efficacité des transports en commun.

## 2. Cadre conceptuel

---

Les notions liées au domaine de l'équilibre sont relativement confuses. En effet, les mêmes termes ont des sens différents selon le contexte dans lequel on les utilise (langage courant, mécanique, automatique, etc...). Dans le but d'éviter toute incompréhension, il est important de revenir sur les principales notions et de les définir selon l'emploi fait dans ce manuscrit.

### 2.1 Réflexion sur la définition d'état d'équilibre

La notion qui peut entraîner le plus de confusions est probablement celle d'équilibre. Si celle-ci semble assez simple dans des situations quasi-statiques (voir ci-dessous), elle est en revanche beaucoup moins évidente en situation dynamique (en présence de mouvement).

#### – Etat d'équilibre statique ou postural

Dans notre contexte, on parle d'équilibre statique ou postural pour caractériser une personne debout, qui maintient une posture fixe, quasiment sans mouvement. Cet état correspond à un état d'équilibre statique tel qu'il est défini en mécanique : la somme des efforts extérieurs appliqués sur le système est égale à 0. Il y a donc une relation entre ces deux notions et nous pouvons raisonner avec les outils de la mécanique pour caractériser cet état, par exemple pour définir des conditions nécessaires à son maintien.

Pour l'équilibre postural, les seuls contacts entre l'individu et son environnement sont les appuis au sol. Deux efforts sont appliqués sur le système: le poids ( $P$ ) appliqué au Centre de Masse (CoM) et la résultante des efforts de contact ( $F$ ) appliquée au Centre de Pression (CoP). L'équilibre statique implique que la vitesse du CoM doit être négligeable et que ces deux forces se compensent, *i.e.* que la résultante  $F$  ait la même direction que le poids  $P$ . Cette condition implique que la projection verticale du CoM corresponde avec le CoP. Ce dernier étant contraint à l'intérieur de la Base de Support (BoS), on retrouve la définition classique de la condition d'équilibre postural chez l'humain : le CoM doit avoir une vitesse négligeable et la projection de ce point doit se trouver dans la BoS (ou polygone de sustentation).

L'être humain étant un système perpétuellement instable, cette condition d'équilibre est continuellement recherchée par notre Système Nerveux Central (CNS). Par conséquent, le CoP est sans cesse en mouvement à l'intérieur de la BoS dans le but d'aligner les deux forces  $P$  et  $F$ . Ces petites oscillations du CoP et du CoM créent le balancement postural lorsque l'on se tient debout (Diener et al., 1984; Era and Heikkinen, 1985).

– Equilibre en mouvement

De nombreuses situations de la vie courante, telles que la marche ou la course, impliquent des vitesses du CoM non négligeables et ne peuvent pas être classées dans la catégorie des équilibres quasi-statiques. Cependant, il s'agit de situations communes et relativement bien contrôlées. De ce fait, il serait plus pertinent de les distinguer des situations perturbées qui nécessitent une réaction spécifique (*e.g.* trébuchement, glissade, etc.). La notion d'équilibre dynamique est alors de plus en plus employée pour caractériser ces situations d'équilibre en mouvement. Elle reste cependant très mal définie. De plus, contrairement à l'équilibre (quasi)statique, la définition « mécanique » de l'équilibre dynamique n'est pas suffisante pour caractériser cet ensemble d'états. En mécanique tout système respectant le principe fondamental de la dynamique sera considéré en « équilibre ». Autrement dit, l'être humain est toujours en équilibre dynamique au sens mécanique du terme et ce, quel que soit son mouvement ou son état (debout, marche, chute, etc...).

– Proposition de définition d'un état d'équilibre :

A la suite d'un séminaire organisé sur ce sujet (Multon and Robert, 2014), une piste permettant de distinguer les états « d'équilibre » et de « déséquilibre » consiste à considérer la tâche en cours. Un état sera considéré comme un état d'équilibre si l'objectif et les contraintes de la tâche en cours sont respectés, et dans le cas contraire comme un état de déséquilibre. Par exemple, si la tâche consiste à marcher à une certaine vitesse en ligne droite, tous les états correspondant à cette tâche seront considérés comme des états d'équilibre. En revanche, si une perturbation oblige la personne à modifier sa vitesse ou sa trajectoire, alors la tâche sera considérée comme étant dans un état de déséquilibre.

Quelques remarques concernant cette définition :

- Elle est dépendante du contexte et des objectifs de la tâche à réaliser. Ces objectifs peuvent changer au cours du temps, il est donc important de les définir clairement.

- Un état de déséquilibre ne mènera pas nécessairement à une chute et donc ces deux états sont distincts.
- Il n'y a plus de distinction entre équilibre statique et équilibre dynamique.

Dans le cadre de cette thèse nous nous situons dans un cas très simple puisque dans l'ensemble des cas étudiés l'objectif est de maintenir (ou de rétablir) une posture debout quasi-statique.

## 2.2 Proposition de définitions

### – Equilibre

Etat qui respecte l'objectif et les contraintes de la tâche en cours. Dans le cadre particulier de cette thèse, un état d'équilibre correspond à un état où le système est sans mouvements et où le CoM possède une vitesse négligeable par rapport à la surface d'appui. Nous pouvons noter que l'ensemble des états d'équilibre est fonction des perturbations d'équilibre appliquées au système ainsi que des actions de rattrapage possibles (voir les définitions de perturbation d'équilibre et actions de rattrapage ci-dessous). Dans notre cas, si aucune perturbation n'est appliquée au système, l'ensemble des états d'équilibre correspond aux états pour lesquels le CoM possède une vitesse nulle ou négligeable et se trouve à la verticale de points atteignables par le CoP (i.e. dans la BoS ou une partie de celle-ci en cas de limitations musculaires). De même il pourra être décalé en cas de perturbation constante (ex : force horizontale constante appliquée au CoM).

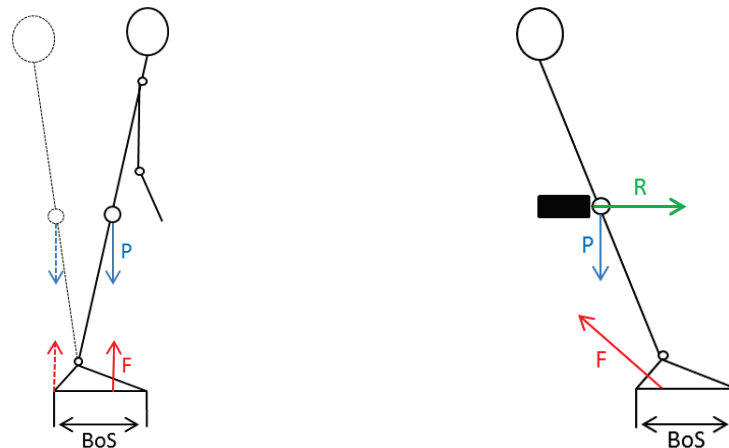


Figure 2 : (a) Représentation des états d'équilibre dans le cas où le système n'est pas soumis à une perturbation externe, la projection du CoM est dans la BoS. (b) Etat d'équilibre lors de l'application d'un effort constant au niveau du CoM, la projection du CoM n'est plus dans la BoS mais le système est en équilibre.

### – Déséquilibre

Etat qui n'est pas un état d'équilibre. C'est un état transitoire qui peut se terminer soit en chute soit en rattrapage d'équilibre selon la réussite des actions entreprises.

### – Perte d'équilibre

Fait de passer d'un état d'équilibre à un état de déséquilibre.

- Perturbation d'équilibre

Cause d'origine externe qui engendre des actions mécaniques sur le système et qui tend à le mettre en mouvement. Par exemple : la gravité, une force extérieure, un déplacement de la surface d'appui.

- Rattrapage d'équilibre

Action de ramener le système depuis un état de déséquilibre vers un état d'équilibre.

- Action de rattrapage

Cause d'origine interne qui engendrent des actions mécaniques sur le système et qui tend à s'opposer aux perturbations afin de ramener le système dans un état d'équilibre. Par exemple : l'utilisation des muscles fléchisseurs de la cheville, de la hanche ou l'extension de la BoS.

- Etat rattrapable

Etat pour lequel il est possible de revenir à un état d'équilibre. Cela dépend évidemment des capacités à mettre en œuvre les actions de rattrapage, ainsi que des perturbations potentiellement appliquées au système après l'instant d'étude. Par analogie, ces états sont comparables aux états viables définis par Wieber (2008) ou aux états capturables définis par Koolen et al. (2012).

- Perturbation rattrapable

Perturbation pour laquelle, lorsqu'elle est appliquée au système dans un état initial donné, il est possible de revenir à un état d'équilibre. Cela est notamment dépendant des capacités à mettre en œuvre les actions de rattrapage ainsi que de l'état initial du système.

- Seuil de rattrapage d'équilibre

Frontière entre les états/perturbation rattrapables et non-rattrapables. Ce seuil peut être exprimé en fonction de l'état du système (ex : position et vitesse du CoM) à un instant donné ou en fonction de la perturbation d'équilibre appliquée.

- Chute

Evènement qui fait suite à une perturbation interne ou externe à l'issue de laquelle une personne, par son incapacité à y répondre de manière adéquate, se retrouve sur le sol ou toute autre surface située à un niveau inférieur à celui où elle se trouvait précédemment. Suites aux définitions ci-dessus, il apparaît aussi que la chute est un état survenant lorsque l'utilisation des actions de rattrapage disponibles n'a pas été suffisante pour ramener le système dans un état d'équilibre.

## 3. Littérature sur l'équilibre et le rattrapage de l'équilibre

---

### 3.1 Perception du corps dans l'environnement

Afin de se tenir debout, de se mouvoir ou de réagir à une perturbation de l'équilibre statique ou dynamique, l'humain doit percevoir son état dans l'espace et analyser ces informations pour entreprendre les bonnes actions. Pour cela, l'humain dispose de 3

systèmes de perception qui peuvent détecter la position du corps dans l'espace (Shumway-Cook and Woollacott, 1995) et ainsi évaluer le niveau de déséquilibre :

- le système visuel qui détermine la position relative de la tête par rapport à l'environnement grâce à la vision ;
- le système proprioceptif qui détermine la position de l'ensemble des membres dans l'espace grâce aux récepteurs kinesthésiques (muscles, tendons, ligaments) et tactiles (voûte plantaire dans le cas de l'équilibre debout) ;
- Le système vestibulaire qui est inclus dans le système proprioceptif. Il permet d'estimer l'accélération de la tête grâce à l'utilisation de l'oreille interne.

L'importance donnée aux informations renvoyées par ces systèmes dépend de facteurs propres à chacun ainsi qu'à l'environnement. Par exemple, une personne en bonne santé se tenant sur un sol non glissant dans un environnement éclairé accorde 70% d'importance aux informations proprioceptives, 20% au système vestibulaire et 10 % au système visuel (Peterka, 2002). L'ensemble de ces retours d'informations sensorielles (« *feedbacks* ») sont intégrés par le CNS et des réactions appelées stratégies de rattrapage sont mises en place pour revenir ou rester dans un état d'équilibre.

### 3.2 Les stratégies de rattrapage

Lorsque l'on se trouve dans un état perturbé, des actions musculaires sont mises en place par le CNS pour essayer de revenir dans un état d'équilibre. Le choix de ces stratégies de rattrapage est dépendant du sujet, de l'environnement, de l'état initial dans lequel on se trouve mais également des caractéristiques de la perturbation, ainsi que des consignes de rattrapage. Deux grands types de stratégies ont été identifiés : 1°/ les stratégies en « support fixe » où la BoS reste inchangée au cours du rattrapage. Elles regroupent la stratégie de cheville et la stratégie de hanche (Horak and Nashner, 1986), qui sont principalement décrites dans le plan antéro-postérieur (AP) ; 2°/ les stratégies par « changement de support » où la BoS est modifiée au cours du rattrapage (Maki and McIlroy, 1997).

#### 3.2.1 Les stratégies en support fixe

Dans le plan AP, la stratégie de cheville est caractérisée par l'activation des muscles fléchisseurs/extenseurs des chevilles. Cela se traduit par le développement d'un couple autour de l'axe de flexion/extension des chevilles, ce qui implique un déplacement du CoP selon l'axe AP (Figure 3). L'efficacité de cette stratégie est donc limitée par le déplacement maximal du CoP. Celui-ci est contraint soit par la taille de la BoS, soit par les capacités musculaires du sujet. King et al. (1994) ont ainsi montré que le CoP ne pouvait se déplacer que dans une BoS fonctionnelle (BoSf) correspondant à 60% de la taille totale de la BoS dans le plan AP pour des personnes jeunes et 40% pour les personnes âgées. La stratégie de cheville est principalement utilisée lors de perturbations de faible amplitude, sur une surface rigide et plus grande que la taille de la BoS permettant ainsi le déplacement du CoP (Horak and Nashner, 1986).

Toujours dans le plan AP, la stratégie de hanche est caractérisée par une activation des muscles fléchisseurs/extenseurs de hanche, ce qui a pour effet une mise en rotation de l'ensemble du haut du corps (Tête et tronc, cf. Figure 3). Grâce à la rotation, l'inertie des différents segments permet de générer un effort tangentiel sous la BoS qui freinera l'avancée du CoM (Horak and Nashner, 1986; Maki and McIlroy, 1997). Cette stratégie est utilisée lors de perturbations importantes et rapides, sur une surface non glissante et de petite taille par rapport à la BoS (Horak and Nashner, 1986; Runge et al., 1999). Plus récemment, il a été montré que la mise en rotation rapide des bras par certains sujets a le même effet mécanique (Roos et al., 2008).

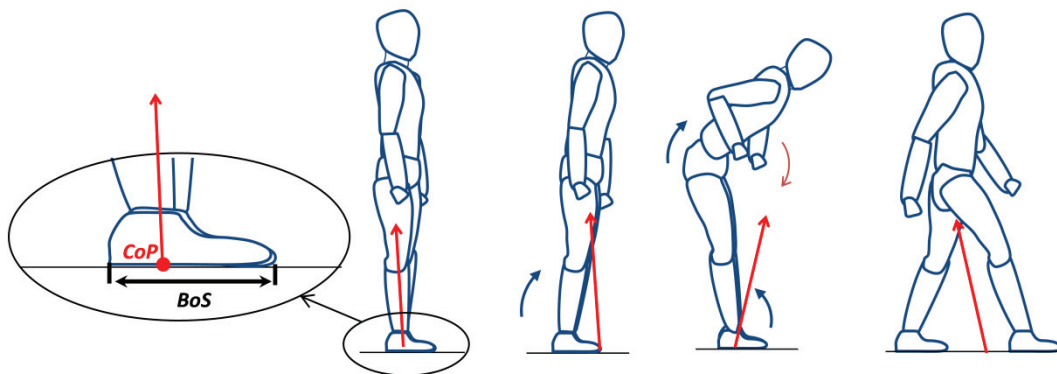


Figure 3 : Les différentes stratégies de rattrapage. La position neutre d'équilibre statique ou quasi statique ; la stratégie de cheville ; la stratégie de hanche ; la stratégie de pas de rattrapage.

### 3.2.2 Les stratégies par changement de support

La stratégie de pas de rattrapage consiste à augmenter la taille de la BoS, augmentant ainsi la surface au-dessus de laquelle le CoM peut retrouver un état d'équilibre (Maki and McIlroy, 1997). Elle permet également d'augmenter le bras de levier qui permet de freiner plus efficacement l'avancée du CoM (Maki and McIlroy, 1997). Cette stratégie est de loin la plus efficace pour rattraper des perturbations importantes (Hsiao and Robinovitch, 1999 ; Vallée and Robert, 2015). Les premières études sur le rattrapage d'équilibre ont supposé que le pas de rattrapage était une stratégie de dernier recours utilisée lorsque les stratégies de cheville et de hanche sont insuffisantes pour revenir dans une état d'équilibre (Horak and Nashner, 1986). Il a été montré plus récemment que le pas est initié même si celui-ci n'était pas nécessaire ce qui montre que les stratégies fonctionnent en parallèle et non de manière séquencée (Maki and McIlroy, 1997; Schulz et al., 2005). Il a également été montré que l'utilisation de cette stratégie change avec l'âge : le pas de rattrapage est déclenché beaucoup plus souvent et beaucoup plus tôt chez les personnes âgées (Mille et al., 2003)

De la même façon le fait d'étendre sa BoS en prenant un point d'appui avec la main (rampe, barre, etc...) permet aussi de freiner l'avancée du CoM. L'efficacité de cette stratégie dépend de la position de la main, de la direction de la perturbation et de la position de l'ensemble du corps (Sarraf et al., 2013). Le mouvement des bras peut

également avoir un rôle protecteur pour réceptionner une chute éventuelle, cet effet est relevé chez les personnes âgées et tend à favoriser la chute (Cheng et al., 2015; Roos et al., 2008).

Toutes ces stratégies sont relativement bien connues et caractérisées dans la littérature à travers différentes études expérimentales utilisant une grande variété de perturbations posturales que nous allons détailler dans le paragraphe suivant.

### 3.3 Les perturbations externes de l'équilibre

Il existe une littérature abondante sur l'étude du maintien d'une posture quasi-statique (Baloh et al., 1994; Nashner and Peters, 1990; Wolfson et al., 1992), mais ces études ne permettent pas de définir la capacité d'équilibration d'une personne après une perturbation externe (Visser et al., 2008). En effet, l'état initial du sujet n'est pas perturbé et dans ce cas, la gravité n'est pas une perturbation suffisante pour déclencher l'ensemble des stratégies de rattrapage. De plus, il est difficile d'identifier le rôle de chaque système de perception à partir de situations peu perturbées (Winter, 1995).

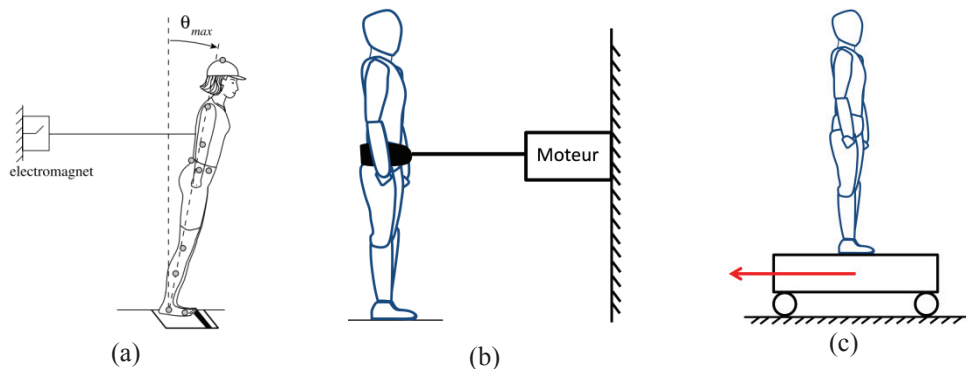


Figure 4 : Illustrations des différents paradigmes expérimentaux : (a) Représentation du tether-release tiré de l'article de Hsiao-Weckler and Robinovitch (2007) (b) Représentation du waist-pull. (c) Représentation du paradigme de perturbation par mouvement de plateforme.

Il existe plusieurs études expérimentales qui permettent d'investiguer les différentes stratégies de rattrapage (Figure 4). Nous choisissons de les regrouper en deux catégories : 1°/ les *perturbations discrètes* pour lesquelles, quel que soit le mode de perturbation (lâché en position instable, impact, ...), celui-ci est suffisamment court pour que l'on ne s'intéresse qu'à l'état du système suite à cette perturbation ; 2°/ Les *perturbations continues*, pour lesquelles la durée de la perturbation n'est plus négligeable. Ces perturbations doivent être caractérisées par leur profil temporel. Dans ce manuscrit, nous allons étudier des perturbations de l'équilibre continues mais uniques c'est-à-dire qu'il n'y aura qu'une seule perturbation, de durée finie, appliquée dans une seule direction. Les situations étudiées seront alors différentes des études portant sur le confort vibratoire (Nawayseh and Griffin, 2006; Thuong and Griffin, 2012)

#### 3.3.1 Perturbations discrètes

Parmi ce type de perturbations il y a le paradigme du « *tether-release* » (relâchement par câble). Ce moyen de perturbation consiste à maintenir incliné par rapport à la verticale un sujet à l'aide d'un câble. La position initiale du sujet est donc instable car la projection du



CoM est en dehors de la BoS. Le câble est soudainement relâché et il est demandé au sujet de retrouver l'équilibre selon différentes consignes concernant le nombre de pas de rattrapage (Carty et al., 2011; Cyr and Smeesters, 2009), la longueur maximale du pas autorisée (Hsiao-Weckslar and Robinovitch, 2007; King et al., 2005), la direction de la perturbation (Hsiao and Robinovitch, 2001; Inoue, 2005; King et al., 2012) ou encore les populations étudiées (Karamanidis et al., 2008; Madigan and Lloyd, 2005; Thelen et al., 1997).

D'autres se sont intéressés à l'application d'une vitesse initiale au CoM en utilisant un effort sur une très courte durée. Cette perturbation peut être appliquée à une personne dans état statique debout (Hasson et al., 2008) ou alors pendant la marche (Moglo et Smeesters, 2006). Moglo et Smeesters (2006) ont également combiné l'introduction d'une vitesse initiale après une perturbation en *tether-release*.

Enfin, des situations assez particulières peuvent être assimilées à des perturbations discrètes comme les glissades (Bhatt et al., 2006; Kim, 2012; Troy and Grabiner, 2006) et les trébuchements (Forner Cordero et al., 2003; Pavol et al., 2001; Roos et al., 2008; Troy and Grabiner, 2005) où le corps se retrouve dans un état de déséquilibre initial (position et vitesse) après l'introduction de cet événement ponctuel.

### 3.3.2 Perturbations continues

Dans la littérature, nous distinguons deux types de perturbations continues :

- Les « pulls »

Ces perturbations consistent à appliquer une force ou un déplacement au niveau d'une partie du corps avec un certain profil d'effort défini pour chaque étude : « *waist-pull* » au niveau de la taille (Fujimoto et al., 2015; Luchies et al., 1994; Pai et al., 1998) ou au niveau de l'épaule (Rietdyk et al., 1999). La majorité de ces perturbations sont générées par un moteur ce qui permet de contrôler le profil de perturbation et sa répétabilité (Mille et al., 2013). Il est aussi possible qu'un expérimentateur pousse la partie du corps souhaitée (Inoue, 2005), mais dans ce cas la définition de la perturbation est plus difficile et sa répétabilité discutable.

- Les mouvements de plateforme

Ces perturbations induisent un déplacement de la BoS par rapport au CoM (Hsiao and Robinovitch, 1997; Robert et al., 2007; Weerdesteyn et al., 2012). La façon de définir une perturbation de plateforme n'est pas uniforme dans la littérature. Il a été montré que l'effet déstabilisant était principalement induit par l'accélération de la plateforme (Maki and Ostrovski, 1993) mais quelques études (principalement les études pionnières) ne définissent la perturbation que par son profil de vitesse ou position (Diener et al., 1988; Horak et al., 1989). D'autre part, il a aussi été relevé un effet de re-stabilisation grâce aux décélérations de la plateforme pour arrêter le système perturbateur (Bothner and Jensen, 2001; Carpenter et al., 2005; McIlroy and Maki, 1994; Runge et al., 1999). Dans un autre registre, ce paradigme expérimental est aussi utilisé pour caractériser le confort vibratoire à partir d'oscillations de l'accélération de la plateforme (Nawayseh and Griffin, 2006; Sari and Griffin, 2009; Thuong and Griffin, 2011).



Une étude a commencé à mettre en avant l'effet du jerk (variation d'accélération) sur le seuil de rattrapage sans faire de pas (De Graaf and Van Weperen, 1997). A notre connaissance, c'est la première étude qui met en lumière le rôle essentiel de ce paramètre sur la capacité d'équilibration. Une étude plus récente de Powell et Palacín (2015) cite des rapports techniques qui tendent à confirmer l'influence de ce paramètre sur les limites de l'équilibre. Par extension, lors d'une perturbation en *waist-pull* nous utiliserons incorrectement le terme de jerk pour désigner la variation de l'effort appliqué.

– Bilan

Pour résumer, il existe beaucoup de perturbations externes de l'équilibre et il est clairement établi que la temporalité du profil de perturbation joue un rôle essentiel sur la possibilité de rattrapage. La simple description du profil par un seul paramètre (déplacement, effort max, accélération maximal) n'est pas suffisante pour pouvoir le lier à la possibilité de rattrapage. Mais jusqu'à présent très peu d'études caractérisent le profil de perturbation intégralement. De plus, à notre connaissance il n'existe qu'une seule expérimentation qui étudie la valeur du jerk malgré son influence prouvée sur l'issue du rattrapage d'équilibre.

### 3.4 Conclusions

Lorsque l'on subit un déséquilibre ou une perturbation externe, une série d'actions de rattrapage se mettent en marche dans le but de revenir dans un état d'équilibre. Ces stratégies de rattrapage sont bien définies dans la littérature en termes de temps de déclenchement et d'influence sur le rattrapage. La stratégie de hanche reste tout de même assez peu étudiée et son influence sur le rattrapage n'a pas été quantifiée. Il existe beaucoup de données expérimentales ayant de multiples objectifs (effet de l'âge, de la pathologie, mesure des couples articulaires, détermination des seuils de rattrapage, etc....). La définition des perturbations employées reste un point crucial car c'est le facteur qui est responsable de la perte d'équilibre. Les perturbations discrètes sont relativement bien définies puisqu'elles sont simples à mesurer et à mettre en œuvre. Toutefois le rattrapage étudié par l'intermédiaire de ces perturbations reste assez sommaire car la perturbation ne change pas au cours du temps et est bien intégrée par le sujet. Les perturbations continues sont beaucoup plus réalistes mais font apparaître des mécanismes plus complexes.

Dans la littérature, les perturbations utilisées sont très différentes d'une étude à une autre ce qui rend difficile leur confrontation et les extrapolations à d'autres cas de perte de l'équilibre. Il y a très peu d'études pertinentes pour notre problématique car pour la plupart, le profil de perturbation n'est pas défini correctement et les paramètres jouant un rôle critique sur la capacité d'équilibration ne sont pas mis en avant.

Par conséquent nous proposerons dans ce manuscrit une expérimentation où la perturbation responsable de la perte d'équilibre sera parfaitement définie. Nous pourrons ainsi analyser et discuter de l'influence des paramètres de cette perturbation, et notamment celle du jerk (ici la variation d'effort), sur le seuil de l'équilibre.

## 4. La modélisation de l'équilibre

### 4.1 La représentation du corps humain

Lors de l'étude de l'équilibre, que ce soit en robotique ou en biomécanique (Winter, 1995), le corps humain est souvent modélisé sous sa forme la plus simple : un pendule inversé. Cette représentation simplifiée permet de faire apparaître les principales variables caractérisant l'équilibre : le CoM sur lequel s'applique la force de gravité est relié à la BoS par l'intermédiaire d'un segment rigide (ou non) articulé autour d'une cheville autorisant la rotation du CoM ; le CoP est un point dans la BoS sur lequel s'applique la résultante des efforts de contact entre le sol et la BoS. Plusieurs hypothèses peuvent être faites sur le pendule : une évolution en pendule inversé simple où le CoM suit une évolution circulaire autour de la cheville (Morasso and Schieppati, 1999; Pai and Patton, 1997; Winter, 1995) ; ou une évolution linéaire où la hauteur du CoM reste constante ce qui implique une modification de la longueur du segment entre le CoM et la cheville (Hof et al., 2005; Kajita and Tani, 1991).

La représentation du corps avec un seul segment est insuffisante pour représenter l'utilisation de la stratégie de hanche. Afin d'y remédier, d'autres modèles intègrent un deuxième segment représentant le haut du corps (Atkeson and Stephens, 2007; Bonnet et al., 2008; Park et al., 2004), voir plus (van der Kooij et al., 1999). D'autres modélisent l'effet de cette stratégie par la rotation d'un volant d'inertie autour du CoM (Koolen et al., 2012; Pratt et al., 2006). L'accélération de ce volant crée un effort tangentiel sous la base de support qui permet de freiner l'avancée du CoM (Figure 5). L'utilisation de ce volant d'inertie permet de découpler l'effet mécanique de la stratégie et le déplacement du CoM et d'obtenir une équation de mouvement linéaire, à l'opposé des modèles à 2 segments ou plus.

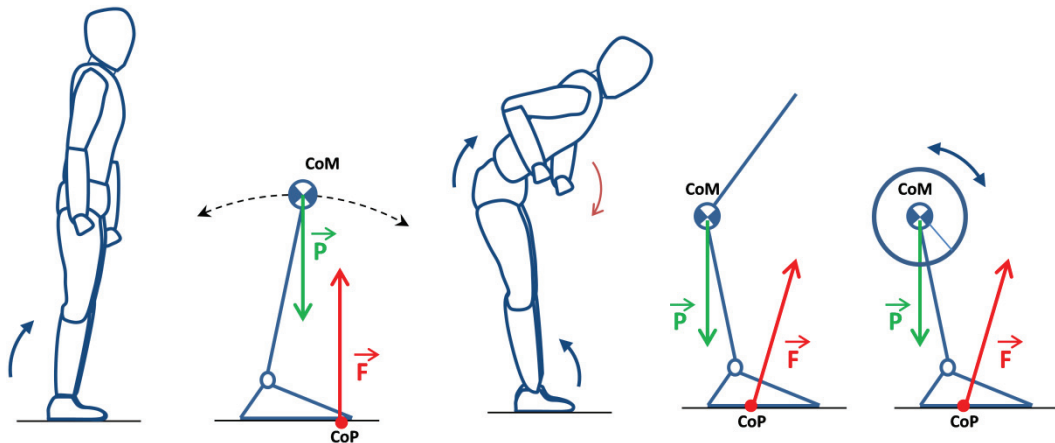


Figure 5 : Représentation des différentes modélisations du corps humain avec deux segments (pied + jambe) permettant de représenter la stratégie de cheville ou avec 3 segments (pied + jambe + tronc ou volant d'inertie) permettant d'inclure la stratégie de hanche dans la modélisation.

## 4.2 Les mesures de stabilité

Les critères que nous allons détailler dans cette partie sont fréquemment cités/utilisés pour évaluer l'état d'équilibre dans lequel se trouve le système. Ils sont cependant basés sur le respect (ou non) de contraintes qui ne sont pas directement associées à la notion de rattrapage de l'équilibre ou de risque de chute.

### 4.2.1 Le « Zero Moment Point »

Lorsque que l'on souhaite qu'un système se déplace tout en restant dans un état d'équilibre, il faut que sa BoS se trouve sur un point où les moments tangentiels ( $M_x$  et  $M_y$ ) générés par les forces de réaction au sol sont nuls (Vukobratović and Borovac, 2004). La nullité de ces moments permet au système étudié de ne pas basculer autour des bords de la BoS et donc d'assurer la conservation de son état d'équilibre. Ce point particulier qui est noté P est appelé le « Zero Moment Point » (ZMP) et il est possible de définir sa position par l'équation 1 où G représente le centre de gravité du pied, P le point d'application des forces de réaction et A le centre de la cheville (Figure 6a).

Pour faire simple, le ZMP correspond au CoP dans le cas de contacts coplanaires (Sardain and Bessonnet, 2004). Dans ce même article, lorsque que les contacts ne sont plus coplanaires (ex : montée d'escalier), ils montrent qu'il est possible de déterminer un pseudo-ZMP qui sera coïncident avec un pseudo-CoP et qui aura la même fonction.

La principale utilité du ZMP réside dans le fait que, par définition (du fait de l'unilatéralité des contacts), ce point doit être à l'intérieur de la BoS. Cette contrainte permet essentiellement de générer une marche stable pour des bipèdes (Kajita et al., 2003; Lim and Takanishi, 2000) éventuellement soumis à des perturbations de faible intensité (Park and Cho, 2000; Wieber and Chevallereau, 2006). Concernant l'analyse des mouvements observés, l'intérêt du ZMP est beaucoup plus limité. Il permet principalement de vérifier que le système se trouve dans un état mécanique correct (ZMP dans la BoS). Un autre usage est l'analyse de la distance entre le ZMP et le bord de la BoS. Cette distance nous informe sur la marge de manœuvre (« *control authority* ») que le système possède dans la direction de la mesure. On sait alors qu'on peut déplacer le CoP dans cette direction mais en l'absence d'information sur le CoM on ne sait pas si cette réaction est adaptée à la situation.

### 4.2.2 Le « Foot Rotation Index »

Selon la définition donnée par Goswami (1999) le « *Foot Rotation Index* » (FRI) est un critère d'équilibre qui, à l'opposé du ZMP, peut sortir de la BoS. Lorsque ce point est dans la BoS, il coïncide avec le ZMP ainsi qu'avec le CoP et nous donne les mêmes informations en termes de marge de manœuvre. Lorsque ce point est en dehors de la BoS, cela signifie que l'ensemble des moments appliqués à la BoS sont suffisants pour la faire basculer autour de ses extrémités. Cependant cela ne donne que peu d'informations pertinentes sur l'équilibre global et le risque de chute.

### 4.2.3 Le « Centroidal Moment Point »

Egalement appelé *Zero Rate of Angular Momentum* (ZRAM) (Goswami and Kalleem, 2004), le « *Centroidal Moment Point* » (CMP) se définit par l'intersection entre la droite

parallèle au vecteur résultant des forces de réaction au sol passant par le CoM et la surface de contact sur laquelle repose la BoS (Popovic et al., 2005). La distance de ce point par rapport au CoP permet de quantifier le moment angulaire autour du CoM ( $H_g$ ). Lorsque le CMP et le CoP sont confondus, le moment angulaire est conservé (Figure 6b). Dans le cas contraire, il n'y a plus conservation du moment angulaire (Figure 6c).

La position de ce point nous donne une information qui n'est que très indirectement reliée à l'équilibre ou au risque de chute. S'il est avéré que le moment cinétique est relativement faible et bien régulé pour des mouvements humains non perturbés comme la marche (Neptune and McGowan, 2011; Robert et al., 2009) le fait d'augmenter ou diminuer cette quantité à un instant donné peut avoir des effets divers sur l'équilibre quelques instants plus tard. Encore une fois, ce point est utile dans le cadre de la génération de mouvements (typiquement de marche humanoïde) mais reste très limité pour la prédiction du risque de chute.

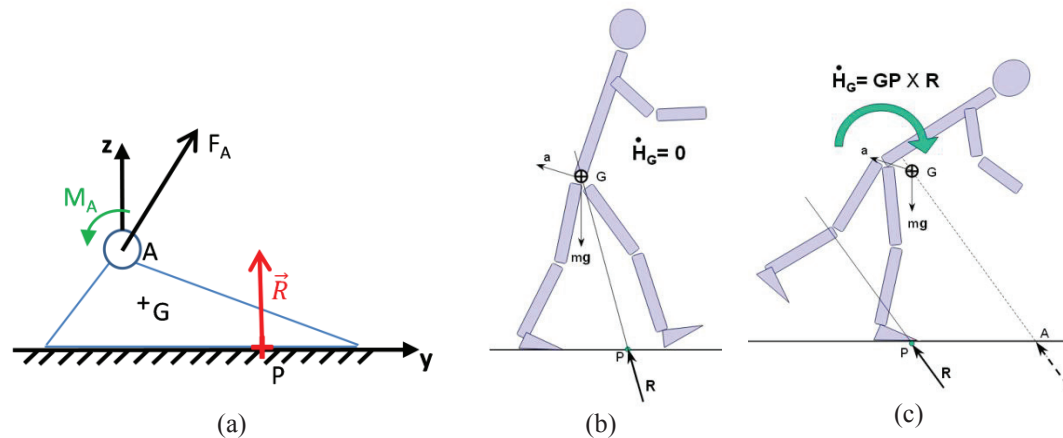


Figure 6 : (a) Représentation de la BoS avec dans son repère avec les différentes variables permettant de calculer le ZMP. Visualisation du CMP (b) pour un état d'équilibre ; (c) pour un état de déséquilibre.

#### 4.2.4 Conclusion

L'ensemble de ces critères permet d'avoir un aperçu de l'état d'équilibre ou de déséquilibre du système. Pour notre application, la position relative du ZMP (CoP) par rapport à la BoS renseigne principalement sur le fait que l'état observé est correct ou non. La distance par rapport à la BoS permet d'estimer la marge de manœuvre (« *control authority* ») dans cette direction. Cependant, en l'absence d'information sur l'état du CoM il n'est pas possible de déterminer si cette marge est utile/nécessaire ou non. Le FRI est une extension du ZMP et nous donne les mêmes informations que ce dernier. A la différence du ZMP il peut sortir de la BoS, mais cette distance entre la BoS et le FRI ne nous renseigne que sur l'importance de la rotation du pied. Finalement, le CMP nous informe sur l'évolution du moment angulaire au cours du temps. On sait que chez l'humain il est conservé et reste relativement faible lors de déplacements. Mais là encore, aucun lien formel avec la chute, ni sur comment réagir ou quelle serait l'issue de ces réactions. Il a d'ailleurs été montré qu'aucune de ces notions n'étaient en mesure de détecter les situations correspondant aussi bien à des états d'équilibre que des états de déséquilibre (Hoyet and Multon, 2011).

Le but de cette thèse est d'estimer si une perturbation est rattrapable ou non. Comme nous l'avons montré au §3.2 l'humain dispose de 3 stratégies de rattrapage qui peuvent être mises en œuvre pour rétablir une perturbation quelconque. En aucun cas, ces critères ne permettent de définir si un état de déséquilibre pourra être rattrapé avec ou sans l'utilisation de ces différentes réactions. Pour pouvoir répondre à cette question, il existe dans la littérature plusieurs modèles du rattrapage de l'équilibre avec différents objectifs que nous allons détailler dans la section suivante.

## 4.3 Comment savoir si l'on peut éviter une chute ?

### 4.3.1 Un concept intéressant : le noyau de viabilité (Viability kernel)

Wieber (2002) propose un concept intéressant, la viabilité, qui permet de formaliser les différents états dans lesquels peut se trouver un système par rapport aux états que l'on souhaite éviter.

On peut définir  $F$ , l'ensemble des états considérés comme non-souhaitables (dans notre cas, les états représentant une chute).

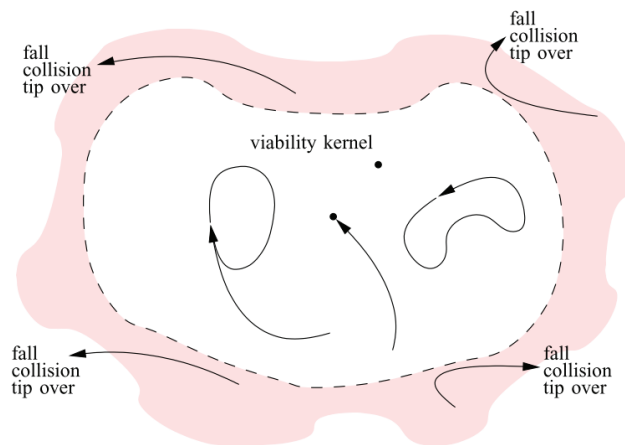


Figure 7 : Figure issue de (Wieber, 2002) représentant le « viability kernel ».

A partir de cette condition, l'ensemble des états peut être découpé en deux catégories :

- Les états viables pour lesquels une solution existe pour éviter de se retrouver dans l'espace  $F$ . L'ensemble de ces états est appelé noyau de viabilité (viability kernel). Il peut s'agir d'états stationnaires (maintien de l'équilibre), cycliques (marche) ou transitoires (rattrapage d'équilibre).
- Les états non-viables pour lesquels la chute ne pourra pas être évitée quelle que soit la stratégie employée.

Il est possible de sortir du noyau de viabilité, typiquement si les actions de contrôle ne sont pas adaptées ou en cas de perturbation imprévue, mais il n'est pas possible d'y retourner.

Dans ce manuscrit, les états non-souhaitables seront des états représentant une chute. Un état viable est assimilable à ce que l'on définira comme un état rattrapable (cf. §2).

Ce concept est très intéressant car il permet de s'affranchir d'une inconnue importante qui est le fait qu'une personne va, ou non, utiliser au mieux ses capacités de contrôle (en l'occurrence de rattrapage d'équilibre). En revanche, il reste pour le moment relativement théorique. En effet il est extrêmement compliqué de calculer formellement ce noyau. Par exemple, il est particulièrement difficile de représenter l'ensemble des actions envisageables pour éviter de se retrouver dans un état non-viable (chute). Cependant, nous allons voir qu'il est possible d'obtenir des approximations de ce noyau, notamment en utilisant des représentations simplifiées du corps humain et en limitant les actions de rattrapage possibles.

#### 4.3.2 Utilisation de la stratégie de cheville

Pai et Patton (1997) considèrent le corps humain comme un pendule inversé capable d'utiliser une seule stratégie : la stratégie de cheville. Avec ces hypothèses, ils montrent que la condition d'équilibre quasi-statique est insuffisante pour définir l'équilibre dynamique. La prise en compte de la vitesse du CoM est nécessaire pour déterminer numériquement l'ensemble des états rattrapables sans faire de pas pour un pendule inversé (Figure 8b).

C'est un peu plus tard que Hof et al. (2005) se sont aussi intéressés à cette condition dynamique mais cette fois pour un pendule linéaire inversé. Eux aussi ne considèrent que la stratégie de cheville mais la linéarisation du problème permet de définir littéralement un point spécifique appelé '*Extrapolated Center of Mass*' (XCoM) exprimé en fonction de la position et de la vitesse du CoM. Si le CoP peut se situer à l'aplomb du XCoM (i.e. si le XCoM se trouve dans la BoS) alors le système est dans un état rattrapable. Les résultats de cette condition sont représentés dans la Figure 8b en comparaison avec les résultats de Pai et Patton (1997). Les zones définies par les deux méthodes sont sensiblement équivalentes. Les différences s'expliquent par la linéarisation effectuée dans la méthode de (Hof et al., 2005) contrairement au modèle non linéarisé utilisé par (Pai and Patton, 1997).

Il est possible de calculer une marge de stabilité dynamique qui est la distance entre le XCoM et l'extrémité de la BoS (Barrett et al., 2012; Bosse et al., 2012; Carty et al., 2011). Plus cette distance sera faible et plus le système sera dans un état de déséquilibre important.

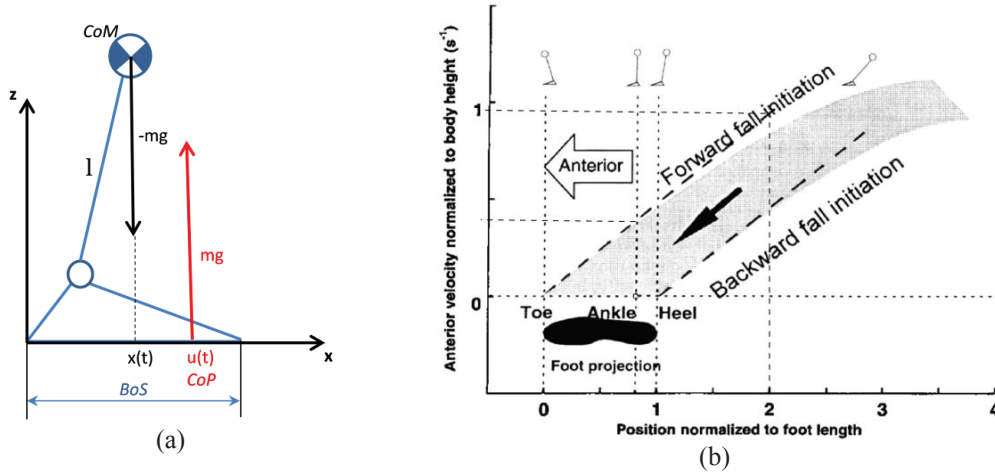


Figure 8 : (a) Adaptation de la figure présentée dans (Hof et al., 2005) représentant les différentes variables utilisées pour calculer le XCoM. (b) Figure issue de l'article de Hof et al. (2005) présentant l'ensemble des positions/vitesse du CoM permettant un retour à l'équilibre quasi-statique (Zone entre les deux droites pointillées) comparé aux résultats de (Pai and Patton, 1997) (zone grisée).

Hof et al. (2005) indiquent que si le XCoM sort de la BoS alors d'autres actions de rattrapage doivent être utilisées. C'est alors que Pratt et al. (2006) introduisent la notion de pas *instantané*. Le « *Capture Point* » (CP) est le point sur lequel la BoS doit se placer instantanément pour permettre au système de revenir dans un état d'équilibre. Ces deux points sont strictement équivalents. Leurs positions se calculent grâce à l'équation 1.

$$CP = x_{CoM} + \dot{x}_{CoM} \sqrt{\frac{z_0}{\omega_0}} \quad (1)$$

Des « *capture point* » similaires ont été développés pour des pendules inversés dont la dynamique n'a pas été linéarisée (Wight et al., 2008) ainsi que pour des environnements où le sol n'est pas plat (ex : pente, escalier, etc...) (Yun & Goswami 2011).

#### 4.3.3 Utilisation de la stratégie de hanche

Dans leur définition du CP, Pratt et al. (2006) ont également ajouté la possibilité d'utiliser la stratégie de hanche. Elle est modélisée par la rotation d'un volant d'inertie suivant un profil d'accélération en bang-bang (Cf. Figure 9).

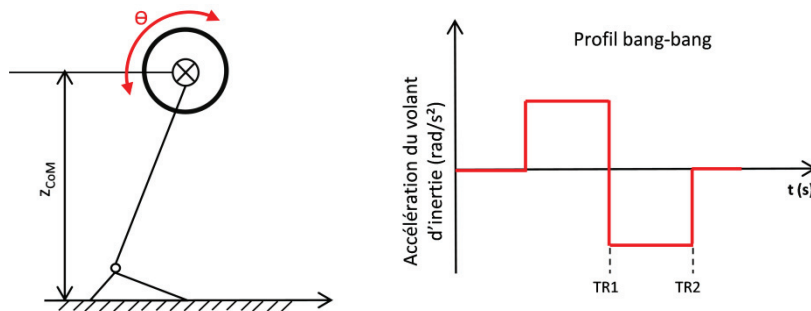


Figure 9 : Représentation du pendule inversé (gauche) et du profil bang-bang appliqué au volant d'inertie.

Ce profil est composé d'une phase d'accélération carré entre  $[0 - T_{R1}]s$  et d'une phase de décélération carré entre  $[T_{R1} - T_{R2}]s$ . L'utilisation de cette stratégie permet d'étendre le



CP à un ensemble de CP définissant une « *Capture Region* ». Si la BoS peut atteindre la « *Capture Region* » (Equation (2) où  $z_0$  est la hauteur du CoM) le système est alors en mesure de retourner (ou de rester) dans un état d'équilibre.

$$\text{Capt}_{\text{region}} = \text{Capt}_{\text{point}} \pm \frac{\tau_{\max}}{mg} \left[ \frac{e^{\omega T_{R2}} - 2e^{\omega(T_{R2}-T_{R1})} + 1}{e^{\omega T_{R2}}} \right] \text{ avec } \omega = \sqrt{\frac{g}{z_0}} \quad (2)$$

#### 4.3.4 Le (les) pas de rattrapage(s)

Plusieurs modèles intègrent la possibilité de faire un pas de rattrapage selon différentes hypothèses. Nous avons montré précédemment que le CP est la position que la BoS, et plus particulièrement le CoP, doivent atteindre de façon instantanée pour revenir dans un état d'équilibre.

Wu et al. (2007) définissent numériquement la longueur de pas minimale instantanée nécessaire pour arrêter le CoM au-dessus de la BoS dans le cas d'un pendule inversé. Le modèle utilise une stratégie de cheville et le pas de rattrapage est déclenché si et seulement si cette stratégie est insuffisante pour revenir dans un état d'équilibre. Les états rattrapables sans faire de pas correspondent alors à ceux de Pai and Patton (1997). Cependant ce modèle reste peu applicable à l'humain puisqu'il a été montré que les stratégies de rattrapage fonctionnent en parallèle et non de manière séquencée (Maki and McIlroy, 1997; Schulz et al., 2005). De plus, le pas de rattrapage considéré est instantané.

Différemment, Hofmann, (2006) proposent de déterminer la longueur optimale du pas de rattrapage à partir d'une contrainte géométrique et en considérant l'effet de l'impact du pas sur la dynamique du modèle. L'hypothèse forte qu'il réalise est de considérer que le pas qui est effectué est symétrique. L'angle entre la verticale et la jambe arrière est égale à l'angle entre la jambe de rattrapage et la verticale. Ce modèle a ensuite été étendu par Stephens, (2007) avec l'ajout des stratégies en support fixe dans la modélisation. Toutefois la contrainte géométrique imposée n'est pas réaliste dans le cas du rattrapage humain (Hsiao and Robinovitch, 1999).

Koolen et al. (2012) complètent les concepts proposés par Pratt et al. (2006) et introduisent le fait de faire des pas non-instantanés (d'une durée constante et fixée à l'avance). En intégrant la dynamique du CP au cours de la réalisation du pas ils peuvent déterminer littéralement où sera ce point à l'instant de la pose du pied et par conséquent où poser le pied. Les hypothèses utilisées permettent d'étendre les calculs aux pas suivants et d'obtenir ainsi les zones de capturabilité pour un nombre quelconque de pas de rattrapages appelée *N-step Capture Region* (Figure 10a). Cela renseigne à la fois sur l'état du système (*i.e.* à un instant  $t$ , si le système est *N-step capturable* il est possible de revenir à un état d'équilibre à condition d'utiliser au moins  $N$  pas) et sur la zone où effectuer le prochain pas.

On peut noter que dans ce même article, les auteurs évaluent l'influence des différentes stratégies de rattrapage (stratégie de cheville, de hanche et de pas de rattrapage). Pour cela ils comparent la surface de la  $\infty$ -Step Capture region obtenue avec trois versions du modèle intégrant différentes combinaisons de ces stratégies (Figure 10b). Une limitation



de cette étude reste le fait que la durée des pas est constante et fixée arbitrairement. De plus il n'a pas été validé sur des mouvements humains.

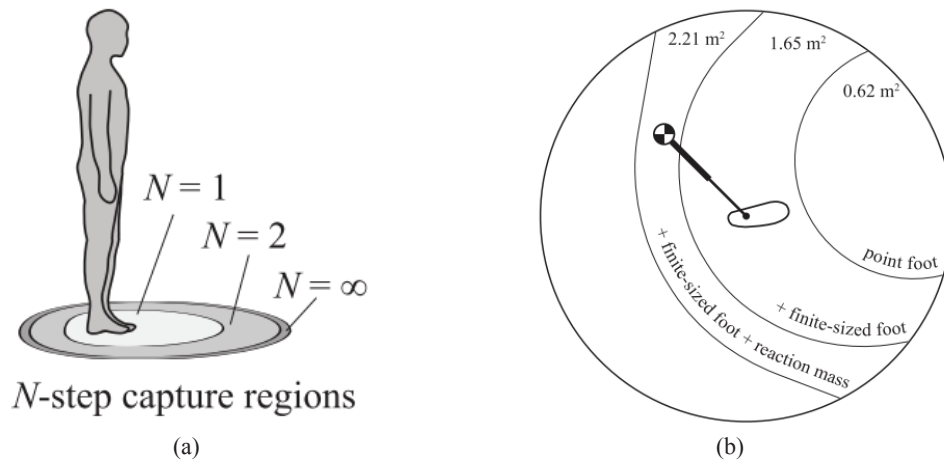


Figure 10 : (a) Illustration tirée de Koolen et al. (2012) donnant une représentation de la « capture region » en 1, 2 et  $N$  pas de rattrapage. (b) Illustration tirée de Koolen et al. (2012) montrant la différence de l'aire de la « capture region » en fonction des stratégies disponibles : pas =  $0.62 \text{ m}^2$  ; pas + cheville =  $1.65 \text{ m}^2$  ; pas + cheville + hanche =  $2.21 \text{ m}^2$ .

Récemment, Mansour et al. (2011) se sont intéressés au cas du rattrapage dans des situations d'appuis non-coplanaires. Cela représente typiquement l'action de prendre appui avec la main sur un élément de l'environnement (rampe, mur, etc.). Ils proposent un outil numérique permettant de choisir le meilleur appui pour retrouver un état d'équilibre à partir d'un état de déséquilibre. Il s'agit probablement de la seule étude qui prenne en compte des contacts non coplanaires et qui ait cherché à évaluer ses résultats sur des données expérimentales humaines. Nous pouvons cependant relever certaines limitations : le temps de changement de contact est constant et déterminé à l'avance, les perturbations appliquées au système sont discrètes et l'outil proposé est relativement lourd à mettre en œuvre.

#### 4.3.5 Récapitulatifs des différents modèles de rattrapage.

Dans cette partie, nous avons décrit en détail les modèles qui nous semblent les plus pertinents pour ce travail de thèse. Il existe beaucoup de modèles qui permettent de représenter le comportement humain suite à une perturbation avec différents objectifs. Le Tableau 1 est un récapitulatif des différentes modélisations existantes. Ce tableau met en avant la grande diversité des hypothèses et des objectifs par rapport à l'objectif de cette thèse qui est d'évaluer si une perturbation externe est rattrapable ou non. Cela permet également de souligner que l'ensemble des modèles proposés n'intègrent pas d'autre perturbation que la gravité, ils ne sont par conséquent pas utilisables pour des perturbations continues. De plus, aucun de ces modèles n'a été validé par rapport à des données humaines du rattrapage d'équilibre après l'application d'une perturbation qu'elle soit discrète ou continue. Enfin, les modèles intégrant un ou plusieurs pas de rattrapage imposent des contraintes sur ces pas (e.g. durée constante et imposée arbitrairement, symétrie du pas, etc.) trop fortes pour être réellement appliquées à l'humain.

Référence	Type de modèle	Stratégies	Hypothèses	Perturbation	Sorties	Validé chez l'humain
Pai and Patton (1997)	2D Pendule IP 2 segments	Cheville	Pied stationnaire Prise en compte du glissement Pas de temps de réaction	Gravité	Etats rattrapables sans faire de pas.	Oui
Hof et al. (2005)	2D Pendule LIP 2 segments	Cheville	Pied stationnaire Glissement négligé Pas de temps de réaction	Gravité	Position du XCoM Etats rattrapables sans faire de pas.	Oui
Pratt et al. (2006)	2D Pendule LIP 1 segment avec volant d'inertie	Hanche	Pas de rattrapage instantané Profil d'inertie Bang-bang	Gravité	<i>Capture Point</i> et <i>Capture Region</i> Etats rattrapables avec 1 pas instantané	Non
Wu et al. (2007)	2D Pendule IP 4 segments	Cheville Pas	Simple support Pas de rattrapage instantané	Gravité	Longueur de pas minimale instantanée	Oui
Hofmann (2006)	2D Pendule LIP. 4 segments	Cheville Pas	Phase de double support Glissement considéré	Gravité	Pas optimal de rattrapage Etats rattrapables	Non
Koolen et al. (2012)	3D Pendule LIP 2 segments avec volant d'inertie	Cheville Hanche Pas	Temps des pas fixé Simple support Profil d'inertie Bang-bang	Gravité	<i>N-step Capture Region</i>	Non
Li et al. (2014)	2D Pendule IP et LIP 1 segment	Pas	Pas de rattrapage instantané Impact du pas modélisé Simple support	Gravité	Caractéristiques des pas (Longueur et durée) permettant le rattrapage	Non

Tableau 1: Récapitulatif de l'ensemble des modèles ou des outils permettant d'estimer si un état est rattrapable ou non selon différentes hypothèses

## 4.4 Les contrôleurs

### 4.4.1 Introduction

Les modèles présentés dans le §4.3 utilisent les stratégies de rattrapage disponibles au maximum de leurs capacités pour revenir dans un état d'équilibre. Ces modèles permettent de définir l'ensemble des états rattrapables. Cependant, comme ils n'intègrent qu'une version extrêmement simplifiée des aspects sensoriels et cognitifs (perception de la perturbation, anticipation sur la perturbation à venir, prise de décision sur les stratégies à utiliser, etc.), ils ne permettent pas de décrire comment les actions de rattrapage sont utilisées et régulées pour des situations de perturbation plus faibles, ou plus complexes.

Certaines études utilisent alors des contrôleurs pour réguler l'utilisation des stratégies lors du maintien de l'équilibre debout. La plupart de ces modélisations considèrent un système en boucle fermée à l'intérieur duquel transitent des informations sensorielles (*feedbacks*) sur l'état du système. Le contrôleur intègre ces informations et met en place les stratégies nécessaires pour maintenir le système dans un état d'équilibre. Ces modélisations sont principalement utilisés pour faire de l'étude posturale avec la régulation de la stratégie de cheville (Maurer et al., 2006; Mergner et al., 2003) et de la stratégie de hanche (Atkeson and Stephens, 2007; Park et al., 2004). Ce qui est très intéressant dans cette modélisation, c'est la représentation des différents modules sensoriels et l'intégration de ces informations renvoyées pour rester dans un état d'équilibre. Il est alors possible de renvoyer des informations modifiées et de voir l'effet qu'elles ont sur la gestion de l'équilibre. Par contre, les situations étudiées pour ces modèles sont des perturbations faibles où le pas de rattrapage n'est pas pris en compte.

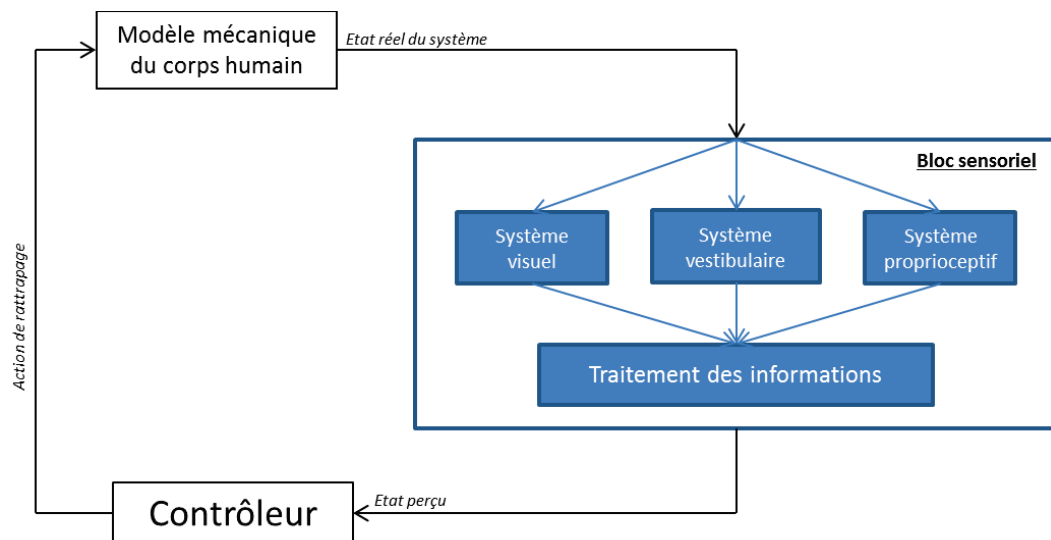


Figure 11 : Représentation des différents modules sensoriels pour maintenir un équilibre debout du modèle.

Ces contrôleurs peuvent également être utilisés pour prédire les actions à entreprendre pour rester ou revenir dans un état d'équilibre. Dans ce cas on parle de modèle par commande prédictive (MPC) et le prochain paragraphe va détailler leurs utilisations.

#### 4.4.2 Les modèles par commande prédictive

De façon globale, un MPC se compose de deux éléments : 1°/ un modèle mathématique qui permet de déterminer l'évolution d'un système sur un horizon de temps donné en incluant le signal de contrôle à appliquer ; 2°/ Une fonction de coût qui permet de choisir les meilleures actions de contrôle en fonction d'un objectif sur l'état du système et éventuellement d'autres coûts associés.

Dans les cas que nous allons étudier, le contrôle du système se fait en « *feedback* » ou rétroaction, par la résolution d'une suite de problèmes optimaux en prenant en compte le dernier état réel du système ( $q(t)$ ). L'objectif est de déterminer, sur un horizon de temps de taille ( $N$ ), la loi de contrôle  $u(t)$  qui minimise une fonction de coût ( $\varphi$ ) qui prend en compte l'évolution dynamique du système soumis à la loi de contrôle  $u(t)$  (Equation 3).

$$\min \int_{t_k}^{t_k+N} \varphi(q(t), \dot{q}(t), \ddot{q}(t), u(t)) dt \quad (3)$$

La loi de contrôle ( $u(t)$ ) définie à partir de cette optimisation est appliquée au système jusqu'à la discrétisation suivante ( $t_{k+1}$ ) à laquelle on évalue de nouveau l'état réel du système et on réitère le processus. Ces systèmes ont l'avantage d'être flexibles sur la formulation de l'objectif tout en prenant en compte les contraintes du système dynamique (Wieber, 2008).

Il existe dans la littérature plusieurs modèles basés sur l'utilisation d'un contrôleur prédictif pour déterminer l'évolution de la marche des robots sur terrains plats ou avec des obstacles (Azevedo et al., 2002; Nishiwaki et al., 2002). D'autres définissent la marche soumise à des perturbations externes (Diedam et al., 2008) ou le rattrapage d'équilibre d'un robot suite à une perturbation externe (Stephens and Atkeson, 2010). L'ensemble de ces modèles est utilisé pour assurer la sécurité et un déplacement stable des robots dans des environnements de plus en plus complexes (obstacles, marche, pente...). En revanche aucun modèle ne compare la façon dont les robots retrouvent leur équilibre avec des données sur le rattrapage humain. De plus, l'utilisation de ces modèles requiert des hypothèses fortes sur le pas à effectuer en prédéfinissant une position et un instant de référence qui ne peut pas être modifié ou très peu (Diedam et al., 2008).

Plus récemment, Herdt et al. (2010) ont utilisé un contrôleur prédictif qui permet d'optimiser la position du pied pour que le robot puisse réguler la vitesse de son CoM vers une vitesse de référence (0 dans le cas du rattrapage,  $>0$  dans le cas de la marche). Ici nous avons bien la représentation des stratégies de cheville et de pas de rattrapage dont la durée est imposée mais la stratégie de hanche est manquante. De plus, dans cette approche la durée des pas est constante et imposée arbitrairement. Or ces stratégies (stratégies de hanche et ajustement des durées de pas) jouent un rôle important dans la réponse à une perturbation et surtout dans l'estimation du seuil de rattrapage (Aftab et al., 2012a). Ces manques ont été comblés par Aftab et al. (2012c). Le contrôleur obtenu leur a permis d'évaluer la cinématique du rattrapage pour des perturbations externes discrètes et continues. L'ensemble de ces travaux démontre le grand potentiel de l'utilisation de ce contrôleur prédictif concernant la régulation des stratégies de rattrapage en fonction de la situation testée. De plus, c'est une des rares études qui a validé la prédiction numérique du rattrapage de l'équilibre par rapport à des données expérimentales menées sur des

humains (Aftab et al., 2012c). Toutefois la validation de ce modèle souffre encore de quelques limitations (cf. Chapitre 5). De la même façon la formulation de la fonction de coût utilisée est encore très difficile à interpréter biomécaniquement parlant et il manque une justification de la pondération employée.

## 4.5 Conclusions

Nous avons montré dans cette section qu'il existait une grande variété de modèles s'intéressant à l'équilibre humain. Les objectifs de ces modèles sont très divers allant du simple critère de faisabilité, en passant par l'estimation des états rattrapables et jusqu'à la modélisation du rattrapage ou celle du déplacement stable de robots humanoïdes.

Une série de modèles, que nous pouvons inscrire dans le cadre conceptuel de la viabilité, permettent d'évaluer les états rattrapables en considérant : 1°/ un modèle simplifié du corps humain ; 2°/ une partie ou l'ensemble des stratégies de rattrapage utilisées au maximum de leurs capacités (Hof et al., 2005; Koolen et al., 2012; Pratt et al., 2006). Ces modèles sont extrêmement intéressants mais souffrent encore d'un certain nombre de limitations :

- La validation sur l'humain est très peu réalisée ;
- La description des possibilités de rattrapage est incomplète, il n'y a pas de régulation de la durée du pas de rattrapage ;
- Les perturbations continues ne sont presque jamais considérées alors qu'elles représentent des situations réelles ;
- L'absence de la régulation des stratégies empêche de déterminer la cinématique du rattrapage et notamment pour les cas en dessous du seuil de rattrapage.

Une autre famille d'outils intéressants permet cette fois-ci d'intégrer explicitement des mécanismes importants du rattrapage d'équilibre (*i.e.* perception continue de la perturbation, choix des stratégies adaptées, etc.) en se basant sur le principe de la commande prédictive (MPC). Différentes études ont démontré la capacité de ces modèles à réguler les stratégies et à évaluer la cinématique du rattrapage pour des perturbations différentes du seuil de rattrapage (Aftab et al., 2012b, 2012c; Herdt et al., 2010b). Là encore, ces études souffrent d'un manque de validation par rapport à l'humain mais également de la difficulté à ajuster la fonction de coût interne au contrôleur.

## 5. Bilan et Objectifs de la thèse

---

Le début de ce chapitre montre l'importance de la prévention de la chute pour limiter son impact social et économique. Par conséquent, il est nécessaire d'identifier les situations à risque de chute élevé pour différents types de population (*e.g.* les personnes âgées) dans des cas de perturbations réalistes (*e.g.* les freinages d'urgence dans les transports en commun)

La littérature expérimentale fournit énormément d'informations sur le déroulement du rattrapage d'équilibre humain pour de multiples conditions de perturbation. Cependant ces informations sont difficilement exploitables pour effectuer une prédiction du risque de

chute dans des configurations non-testées. De plus nous constatons un manque de connaissance sur l'influence des paramètres du profil temporel de perturbation.

Parmi les nombreux outils numériques dédiés à l'analyse de l'équilibre humain, nous retiendrons ceux permettant de déterminer si un état est rattrapable ou non sous l'effet de la gravité. Ces outils ont un réel intérêt dans l'identification des situations à fort risque de chute. Ils restent cependant à compléter et à valider chez l'humain. Ils devront aussi être étendus pour pouvoir investiguer des perturbations d'équilibre continues. Enfin, les modèles utilisant la commande prédictive semblent être une perspective intéressante pour étudier la régulation des actions de rattrapage.

Au regard des objectifs de cette thèse, deux principaux verrous scientifiques sont donc identifiés :

- L'absence de modèle validé pour évaluer les conséquences d'une perturbation sur le risque de chute ;
- Le manque de connaissance et de donnée expérimentale concernant l'influence des paramètres d'une perturbation continue sur le risque de chute.

Pour répondre à ces différentes interrogations nous allons découper notre étude en 4 grandes parties, correspondant aux quatre chapitres de ce manuscrit.

Dans le Chapitre 2 nous proposerons un modèle permettant d'estimer si un état est rattrapable ou non tout en intégrant les principales actions de rattrapage possibles. Nous nous attacherons à valider ce modèle sur des données issues de groupes de populations jeunes et âgées.

Avant de pouvoir s'intéresser à la modélisation du risque de chute dans le cas de perturbations continues (Chapitre 4), le Chapitre 3 sera consacré à l'acquisition de données expérimentales concernant l'influence des paramètres d'une perturbation continue (en particulier le Jerk).

Dans le Chapitre 4 nous étendrons le modèle du Chapitre 2 aux cas de perturbations continues et nous évaluerons ce modèle sur les données acquises au Chapitre 3. Ce modèle sera utilisé pour un cas d'étude concret concernant l'évaluation des normes de freinage d'urgence dans les transports en commun guidés.

Enfin, le Chapitre 5 proposera une ouverture vers un modèle basé sur la commande prédictive permettant de modéliser le rattrapage d'équilibre tout en contrôlant et régulant les actions de rattrapage.



---

# Chapitre 2 :

## Modèle pour estimer les seuils de rattrapage d'équilibre pour des perturbations discrètes

### Table des matières

1.	Introduction .....	38
1.1	Les expérimentations et leurs limitations .....	38
1.2	Les modèles existants .....	38
1.3	Objectifs .....	40
2.	Matériel et méthode .....	40
2.1	Données expérimentales .....	40
2.2	Modèle mécanique .....	42
2.3	Modélisation des actions de rattrapages .....	43
2.4	Paramétrage du modèle .....	45
2.5	Définition de la possibilité de se rattraper .....	46
2.6	Evaluation du modèle par rapport aux résultats expérimentaux .....	47
3.	Résultats et discussion .....	47
3.1	Les seuils de rattrapage .....	47
3.2	Influence du modèle mécanique .....	49
3.3	Les caractéristiques du pas de rattrapage .....	50
3.4	Analyse de sensibilité des paramètres du modèle .....	52
4.	Retour sur les hypothèses du modèle .....	54
4.1	Rotation du volant d'inertie après la pose du pas .....	54
4.2	Evolution du modèle après le pas de rattrapage ? .....	56
5.	Conclusion et perspectives .....	59

---



## 1. Introduction

---

### 1.1 Les expérimentations et leurs limitations

Le seuil de rattrapage d'équilibre a été étudié expérimentalement pour différentes perturbations discrètes (par exemple : *tether-release*, glissade et trébuchement), mais aussi avec des consignes variées sur la façon de retrouver l'équilibre (par exemple : 0-pas, 1-pas,  $n$ -pas etc...) (Bariatinsky, 2013; Carbonneau and Smeesters, 2014; Cyr and Smeesters, 2009; Do et al., 1999; Hsiao-Weeksler and Robinovitch, 2007; King et al., 2005; Madigan and Lloyd, 2005; Mille et al., 2003; Wojcik et al., 1999). Cyr et Smeesters (2007) ont montré expérimentalement que le rattrapage en un seul pas est une approximation correcte de la perturbation ou de l'état maximal auquel une personne peut résister sans chuter. Toutes ces expérimentations nous permettent de quantifier les paramètres du rattrapage d'équilibre comme le timing des stratégies, la longueur des pas utilisés, la position et la vitesse du centre de masse (« *Center of Mass* », CoM) au cours du rattrapage, etc... Mais plusieurs limitations apparaissent.

Pour commencer, les résultats sont dépendants de la population étudiée, de la perturbation appliquée ainsi que de la consigne donnée. Par conséquent ces études ne peuvent pas directement être comparées entre elles. De plus, il est impossible de généraliser les résultats trouvés à d'autres conditions de déséquilibre qui ne sont pas identiques à la condition testée expérimentalement. Pour finir, certains paramètres importants du rattrapage d'équilibre ne peuvent pas être évalués expérimentalement de façon indépendante (*i.e.* augmentation du temps de réaction, réduction de l'accélération maximale du pas, etc...). Par conséquent, l'influence qu'ils ont sur le rattrapage d'équilibre ne peut pas être déterminée. Le développement d'un modèle capable de déterminer le seuil de rattrapage en 0 ou 1 seul pas pour différentes perturbations et instructions apparaît être un complément essentiel aux observations expérimentales.

### 1.2 Les modèles existants

Une des principales difficultés à développer un modèle de prédiction du seuil de rattrapage en 0 ou 1 pas est la modélisation des réponses ou des réactions automatiques et volontaires à la suite d'une perte de l'équilibre. Des études se sont particulièrement intéressées à la régulation des stratégies de rattrapage en prenant en compte l'état du système perturbé et/ou la perception de la perturbation (Aftab et al., 2012c; Atkeson and Stephens, 2007; Peterka, 2002; van der Kooij et al., 1999). Toutefois le contrôle de ces stratégies se fait par l'ajout de paramètres difficilement justifiables ou encore par l'utilisation d'un ou plusieurs contrôleurs en boucle fermée qui limitent la facilité d'utilisation ainsi que l'application de ces modèles.

Une alternative à ces différentes modélisations consiste à considérer que la personne réagit au maximum de ses capacités. Cela ne permet pas d'estimer correctement les conséquences d'une perturbation (cinématique du rattrapage par exemple) mais permet de définir si l'équilibre est rattrapable ou non. Le modélisateur doit alors être en mesure de déterminer quelles sont les réactions les plus appropriées. Cela restreint notamment l'utilisation de cette hypothèse à l'étude de perturbations relativement simples

(perturbations discrètes ou « uniques » et unidirectionnelles). Malgré ces limitations, cette hypothèse a été largement utilisée, et avec succès, car elle permet de simplifier grandement les modèles.

Les premiers travaux s'appuyant sur ce postulat sont ceux de Pai et Patton (1997). Ils ont défini numériquement les états rattrapables dans le plan Antéro-Postérieur (AP) en ne considérant que la stratégie de cheville. Dans cette étude, le corps humain est considéré comme un pendule inversé et les actions de rattrapage se résument au développement d'un couple excentrique à la cheville. Cette approche fut ensuite simplifiée par Hof et al. (2005) ainsi que par Pratt et al. (2006) qui ont considéré le corps comme un pendule linéaire inversé, c'est-à-dire un pendule inversé qui évolue à hauteur constante (Kajita and Tani, 1991). De plus, ils considèrent que le couple articulaire excentrique appliqué à la cheville est remplacé par le déplacement du centre de pression (« *Center of Pressure* », CoP) à l'intérieur de la base de support (« *Base of Support* », BoS). La possibilité de rattraper son équilibre est alors estimée à partir d'un point particulier, exprimé en fonction de l'état de la position, de la vitesse et de la hauteur du CoM appelé « *extrapolated Center of Mass* » (XCoM) ou encore « *Capture Point* » (CP). Si ce point se trouve à l'intérieur de la BoS, le rattrapage est alors considéré comme possible. Dans le cas contraire, d'autres actions de rattrapage sont nécessaires afin d'éventuellement éviter une chute (stratégie de hanche, extension de la BoS, ...)

Bien que ces deux points soient équivalents, nous n'utiliserons dans ce chapitre que la dénomination XCoM (Hof et al., 2005) qui s'apparente plus au domaine de la biomécanique alors que le CP (Pratt et al., 2006) est plus orienté pour des applications robotiques.

Hof et al. (2005) ont montré que la linéarisation du pendule inversé avec une BoS fixe (*i.e.* sans pas de rattrapage) était une hypothèse valide pour des perturbations instantanées (*i.e.* position et vitesse initiales du CoM) en comparant leurs résultats aux résultats précédemment trouvés par Pai and Patton (1997). Pratt et al. (2006) ont, quant à eux, modélisé une stratégie de rattrapage supplémentaire : la stratégie de hanche. Cette stratégie correspond à une modification du moment cinétique généré par la mise en rotation des segments supérieurs autour de l'articulation de hanche. Elle est modélisée par un volant d'inertie suivant un profil d'accélération prédéfini. Pour finir, la possibilité de faire un pas de rattrapage non-instantané n'a été intégrée que plus récemment. Wu et al. (2007) ont complété le modèle de Pai and Patton (1997) en rajoutant la possibilité de faire un seul pas de rattrapage dont la durée dépend de la géométrie du système. Pour finir, Koolen et al. (2012) utilisent plusieurs pas dont la durée et la longueur sont des paramètres constants et fixés à l'avance afin de déterminer si une perturbation est rattrapable en '*N*' pas.

Bien que ces modèles soient utilisés et validés pour des applications à dominante robotique, certaines limitations sont identifiées.

Pour commencer, il n'y a que très peu de validations face à des données expérimentales sur le rattrapage d'équilibre humain et surtout dans des situations où l'équilibre est perturbé de façon importante. De plus, aucune de ces études ne proposent une régulation du pas de rattrapage que ce soit en termes de longueur ou de durée. Pourtant cette

régulation est connue expérimentalement pour jouer un rôle critique sur la capacité à se rattraper (Hsiao-Weckslar et Robinovitch, 2007; Owings et al., 2001; Thelen et al., 1997; Vallée et Robert, 2015). Enfin, un éclaircissement entre l'hypothèse de pendule inversé (Wu et al., 2007) et de pendule linéaire inversé (Koolen et al., 2012) doit être faite pour savoir quelle est la plus pertinente pour représenter les réactions humaines.

### 1.3 Objectifs

L'objectif de ce chapitre est de proposer un modèle numérique simple qui soit capable de prédire si une perturbation correspondant uniquement à un état initial du CoM (position et/ou vitesse) est rattrapable en 0 ou 1 unique pas de rattrapage sous l'effet de la gravité. Cet outil sera développé en prenant en compte l'utilisation maximale des stratégies de rattrapage. Ce chapitre se différencie du 4<sup>ème</sup> chapitre qui intégrera des perturbations externes à profils variables et du 5<sup>ème</sup> chapitre de ce manuscrit qui traitera de la modélisation plus fine des stratégies de rattrapage ainsi que de leur régulation.

Afin d'éclaircir les limitations des modélisations existantes, nous proposons :

- Une régulation de la longueur et de la durée du pas dans le but d'estimer le pas de rattrapage le plus efficace (*i.e.* le plus court en distance et en temps) menant à un état d'équilibre.
- L'évaluation des deux hypothèses concernant la linéarisation ou non du pendule inversé sur le seuil de rattrapage humain en 0 ou 1 pas de rattrapage.
- La proposition de deux sets de paramètres représentant les capacités de rattrapages pour deux population distinctes : les jeunes et les âgés ; le but étant d'évaluer le comportement du modèle en le confrontant à des données de la littérature.

## 2. Matériel et méthode

---

### 2.1 Données expérimentales

Dans un premier temps, nous réutiliserons des données expérimentales de la littérature qui nous donnent suffisamment d'informations concernant le pas de rattrapage (longueur et temps de pose) ainsi que sur l'état perturbé initial (position et vitesse du CoM). Ces données expérimentales recensent les différences de rattrapage entre une population jeune et âgée dans le cas de différentes perturbations :

#### 1. Hsiao-Weckslar and Robinovitch (2007)

L'objectif de cette étude est de déterminer le seuil de rattrapage en ne considérant qu'un seul pas de rattrapage. Les auteurs investiguent les différences entre une population de femmes jeunes et une population de femmes âgées. La perturbation utilisée est un relâchement par câble, ou *tether-release*, qui consiste à placer le corps dans une position initiale du corps est inclinée par rapport à la verticale. La longueur du pas de rattrapage a été contrainte à 15%, 25% et 35% de la taille de chaque sujet. Pour ces cas de pas de rattrapage contraints, la consigne donnée au sujet était de respecter la longueur maximale imposée. Une condition sans contrainte sur la longueur de pas a également été testée.

Dans ce cas la consigne était de faire un pas de rattrapage le plus long et rapide possible. Dans chacune des conditions, les auteurs recherchaient le seuil de perturbation (ici, l'angle de relâchement maximal) pour lesquels les sujets pouvaient se rattraper. Nous pouvons donc supposer que les actions de rattrapage sont utilisées au maximum des capacités des sujets (performances maximales).

## 2. Thelen et al. (1997)

Cette étude investigate le rattrapage en un seul pas pour une population d'hommes jeunes et âgés suite à une perturbation en *tether-release*. L'angle de relâchement initial est incrémenté jusqu'au seuil de rattrapage en un seul pas. Les angles précédents ce seuil de relâchement maximal entraînent des réactions dites « sous-maximales » où les sujets n'ont pas eu besoin de tout mettre en œuvre afin de revenir dans un état d'équilibre. A l'opposé, les réactions au seuil de perturbation sont, comme dans l'étude précédente, en performances maximales.

## 3. Moglo and Smeesters (2006)

A la différence des deux études précédentes, ici les auteurs ont utilisé deux types de perturbations pour évaluer les différences de capacité d'équilibration pour plusieurs catégories de personnes (jeune, âgé, femme, homme) : le *tether-release* et le *waist-pull* (tirage à la taille), ce dernier étant appliqué soit à partir d'une posture statique soit au cours de la marche. Ils ne caractérisent pas les perturbations mais l'état des sujets à l'instant du temps de réaction. A partir de ces informations ils déduisent les seuils de rattrapage d'équilibre en un pas de rattrapage exprimé en fonction de l'état du CoM (position et vitesse angulaire) au temps de réaction.

	Caractéristiques des sujets		Perturbation	Contraintes sur le pas de rattrapage	Variables de sorties
	Jeunes	Âgés			
Thelen et al. 1997	10H (24ans) 1.73 m, 73 kg	10H (71ans) 1.77 m, 75 kg	Tether-release jusqu'au seuil	1 pas de rattrapage <sup>1</sup>	Caractéristiques du pas Seuil d'inclinaison
	10F (28ans) 1.63 m, 62 kg	10F (75ans) 1.57 m, 65 kg	Tether-release jusqu'au seuil	Longueur du pas <sup>4</sup> 1 pas de rattrapage <sup>2</sup>	Seuil d'inclinaison Temps de pas
Hsiao-Wecksler & Robinovitch, 2007					
Moglo and Smeester, 2006	5H-5F (23ans) 1.73m, 71kg	5H-5F (67ans) 1.66m, 69kg	Tether-release jusqu'au seuil Waist-pull jusqu'au seuil Marche + waist-pull jusqu'au seuil	1 pas de rattrapage	Seuil d'inclinaison & vitesse angulaire <sup>3</sup>

**Tableau 2 : Récapitulatif des expérimentations prises en références dans ce chapitre avec le nombre de sujets, leur genre, l'anthropométrie moyenne, le type de perturbation appliquée avec les contraintes limitant le rattrapage ainsi que les variables étudiées : <sup>1</sup> de 15% à 55% de la hauteur des sujets (incrémenté de 5%); <sup>2</sup> : Voir Tableau 4 pour les contraintes biomécaniques imposées; <sup>3</sup> : état au temps de réaction; <sup>4</sup> : 15, 25 and 35 % de la hauteur des sujets.**

## 2.2 Modèle mécanique

Le corps humain est représenté comme un pendule inversé (IP) ou un pendule linéaire inversé (LIP). Le CoM (G) équivaut à une masse ponctuelle (m) autour de laquelle un volant d'inertie est entraîné en rotation ( $\Theta$ ). Un segment rigide (IP) ou extensible (LIP) relie le CoM à un pied. La masse de l'ensemble pied-segment est négligée pour les deux modèles. La trajectoire du modèle IP suit un arc de cercle autour de l'articulation de la cheville pendant son évolution. Différemment, le LIP évolue à hauteur constante au-dessus de cette même articulation (Figure 12).

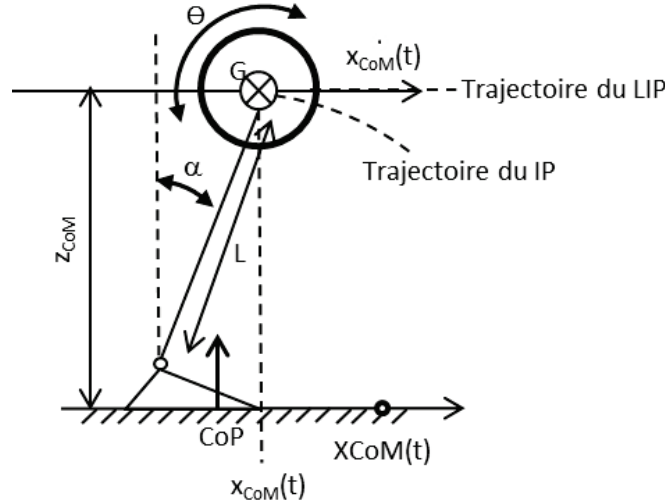


Figure 12 : Représentation de l'évolution des deux modèles mécaniques : IP et LIP avec les différentes variables utilisées pour déterminer la position du XCoM ainsi que les équations du mouvement.

Les modèles non linéaire et linéaire suivent des équations du mouvement différentes exprimées respectivement par l'équation 4 et l'équation 5.

$$\ddot{\alpha}(t) = \frac{g}{l} \sin \alpha(t) - \frac{g}{l^2} X_{CoP}(t) - \frac{I\ddot{\theta}(t)}{ml^2} \quad (4)$$

$$\ddot{x}(t) = \frac{g}{z_{CoM}} (x_{proj}(t) - X_{CoP}(t)) - \frac{I\ddot{\theta}(t)}{mz_{CoM}} \quad (5)$$

Le XCoM est calculé à partir de l'équation 6 dans laquelle  $x_{proj}$  et  $\dot{x}_{proj}$  sont respectivement la position et la vitesse du CoM projetée sur l'axe AP,  $z_{CoM}$  est sa hauteur et  $g$  la gravité (Hof et al., 2005).

$$XCoM(t) = x_{proj}(t) + \frac{\dot{x}_{proj}(t)}{\omega_0}, \quad \omega_0 = \sqrt{\frac{g}{z_{CoM}}} \quad (6)$$

## 2.3 Modélisation des actions de rattrapages

Le modèle a trois variables de contrôle qui ont respectivement le même effet mécanique sur le pendule que les trois stratégies de rattrapage ont sur le corps humain (Horak and Nashner, 1986; Maki and McIlroy, 1997) :

### 1. La stratégie de cheville

La position du CoP sous le pied est déplacée à l'extrémité de la BoS fonctionnelle (King et al., 1994). Cette BoS fonctionnelle correspond à la proportion AP du pied qu'un sujet utilise lorsqu'il se penche au maximum en avant ou en arrière. Cette distance correspond à la zone de déplacement maximale du CoP et par conséquent au couple maximal développable à l'articulation de cheville.

### 2. La stratégie de hanche

Le volant d'inertie est accéléré/décéléré afin de représenter l'effet général des moments angulaires créés par la rotation des segments bras et tronc.

### 3. La stratégie du pas de rattrapage

Cette stratégie est représentée par une extension de la BoS à l'instant de la pose du pas. Le modèle ne peut utiliser qu'un seul pas de rattrapage. Il a été montré que le seuil de rattrapage en plusieurs pas était proche voir équivalent au seuil de rattrapage en un seul pas (Cyr and Smeesters, 2009).

Dans ce chapitre, nous faisons l'hypothèse que pour rattraper son équilibre, **toutes les stratégies disponibles sont utilisées au maximum de leur capacité.**

Les trois stratégies décrites ci-dessus sont implémentées dans le modèle suivant un timing correspondant au timing défini expérimentalement lors d'une réaction de rattrapage :

- Après le temps de réaction (RT)

Le CoP est déplacé instantanément au bout de la BoS fonctionnelle. En parallèle, la stratégie de hanche est déclenchée en suivant un profil d'accélération de forme « *bang-bang* » (Figure 13) limité par des paramètres d'accélération, d'inertie et d'angle maximal de rotation (Aftab, 2012; Pratt et al., 2006). Ce profil d'accélération a un effet mécanique qui freine l'avancée du CoM dans sa phase d'accélération puis qui l'accélère dans la phase de décélération. La divergence du XCoM étant exponentielle, plus on intervient tôt pour freiner l'évolution du CoM plus l'action entreprise sera efficace. Par conséquent, l'effet global de ce volant d'inertie est favorable au rattrapage d'équilibre.

- Après le temps de préparation du pas (SPT) :

Ce délai supplémentaire ajouté au temps de réaction représente l'instant après lequel la phase oscillante du pas de rattrapage peut être initiée. Ce délai correspond aux différents ajustements compensateurs nécessaires au déclenchement d'un pas de rattrapage (Aruin et al., 1998; Tisserand et al., 2015). L'évolution de la position maximale du pas de rattrapage est déterminée à l'aide de plusieurs hypothèses :

- A l'instant du décollage du pied et de la pose, la vitesse et l'accélération du pas sont supposées nulles ;

- La position longitudinale du pied au cours du rattrapage est définie en fonction du temps par un polynôme d'ordre 5 permettant ainsi d'avoir une continuité dans le profil d'accélération défini dans l'équation 7 (Aftab, 2012).

Le déplacement du pied est contraint par la longueur maximale du pas de rattrapage ( $Lstep_{max}$ ) et par l'accélération maximale qu'il peut atteindre pendant la phase oscillante ( $A_{max}$ ). Par conséquent, pour chaque temps de pose du pas ( $t_f$ ), nous utilisons l'équation 7 pour trouver par dichotomie la valeur maximale du pas de rattrapage ( $x_{foot}(t_f)$ ) qui respecte les contraintes définies par les équations 8.

$$x_{foot}''(t) = \left[ 120 \frac{t^3}{t_f^5} - 180 \frac{t^2}{t_f^4} + 60 \frac{t}{t_f^3} \right] x_{foot}(t_f) \quad (7)$$

$$\begin{aligned} -A_{max} &\leq x_{foot}''(t) \leq A_{max} \\ -Lstep_{max} &\leq x_{foot}(t_f) \leq Lstep_{max} \end{aligned} \quad (8)$$

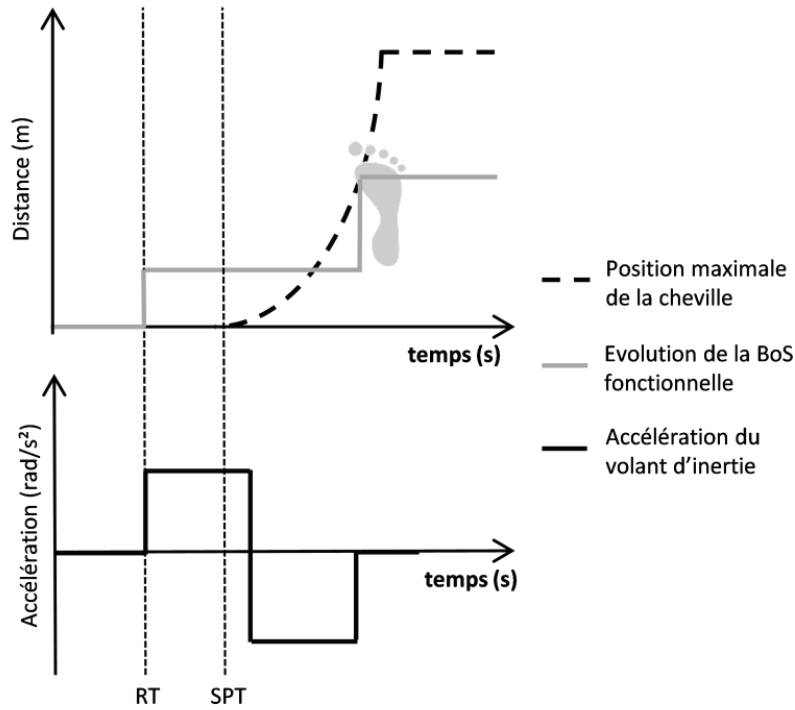


Figure 13 : Représentation de l'utilisation des stratégies de rattrapage (Cheville, Hanche et Pas de rattrapage). Les stratégies de hanche et de cheville sont déclenchées après le TR tandis que le pas est déclenché après le SPT. A l'instant de pose du pas (Pied), le CoP est déplacé immédiatement à l'extrémité de la BoS fonctionnelle.



## 2.4 Paramétrage du modèle

Les paramètres du modèle peuvent être regroupés en deux catégories :

1. Les paramètres contextuels représentant la situation testée, les principales données anthropométriques du sujet ainsi que les caractéristiques de la perturbation.
2. Les contraintes appliquées aux différentes stratégies du rattrapage. Ces paramètres représenteront deux catégories de personnes : les groupes « jeunes » et « âgés ».

Les paramètres contextuels seront ajustés pour chaque cas d'étude en fonction des valeurs moyennes relevées dans l'étude en question (Tableau 2). Par contre, les contraintes seront identiques (Tableau 4) et sont les moyennes des valeurs relevées dans les trois études expérimentales (Tableau 3).

	Temps de réaction (ms)		Temps de préparation du pas (ms)		Longueur de pas (% BH)		Accélération maximale du pas (m/s <sup>2</sup> )	
	Jeunes	Âgés	Jeunes	Âgés	Jeunes	Âgés	Jeunes	Âgés
Thelen et al. 1997	56	71	200	225	69	55	239	205
Moglo et al. 2006	78	85	129	169	62	52	152	127
Hsiao et al. 2007	-nc-	-nc-	-nc-	135	63	66	100	104

**Tableau 3 : Synthèse des valeurs moyennes des résultats obtenus lors de toutes les expérimentations de référence. Le paramètre d'accélération maximale du pas de rattrapage est estimé en fonction des longueurs et du temps de pose du pas. (nc : non communiqué).**

L'accélération maximale du pas de rattrapage n'étant pas quantitativement relevée, elle sera estimée à partir de nos hypothèses sur l'évolution du pas maximal grâce aux longueurs et durées moyennes relevées expérimentalement (cf. §2.1).

D'autre part, aux vues du manque de données expérimentales permettant de les justifier, les contraintes appliquées au volant d'inertie (rotation et accélération maximales) ne seront pas ajustées en fonction de la population. L'ensemble des valeurs des paramètres utilisés pour les deux sets de population est indiqué dans le Tableau 4.

	Jeunes *	Âgés *	Références
Temps de réaction (ms)	70 (56 - 78)	80(71 - 85)	Thelen et al. 1997;
Temps de préparation du pas (ms)	160 (129 - 200)	180 (135 - 225)	Hsiao-Weckler et Robinovitch, 2007;
Accélération max du pied (m/s <sup>2</sup> )	165 (100 - 239)	145 (104 - 205)	Moglo et Smeesters, 2006.
Longueur du pas max (% Hauteur sujet)	65 (63 - 69)	55 (52- 66)	King et al. 1994
Base de support fonctionnelle (% BoS)	60	42	Aftab et al. 2012
Inertie du volant (kg.m <sup>2</sup> )	8	8	
Couple maximal du volant (N.m)	150	150	
Rotation maximale du volant (rad)	$\pi/4$	$\pi/4$	
Angle d'inclinaison max du CoM (rad)	$\pi/3$	$\pi/3$	-

**Tableau 4 : Récapitulatif du paramétrage restrictif du modèle proposé. \* Quand elles sont indiquées, les valeurs entre parenthèses représentent l'écart type des valeurs moyennes obtenues dans les trois études expérimentales.**



## 2.5 Définition de la possibilité de se rattraper

A partir d'un état initial du CoM (position et vitesse), il est possible de calculer numériquement (*Matlab*® 4<sup>th</sup>-order Runge-Kutta solver) l'évolution cinématique des modèles IP et LIP soumis à la gravité ainsi qu'aux stratégies maximales de cheville et de hanche décrites précédemment (Equations 1 et 2). A partir de l'évolution cinématique du CoM et de l'Equation 3, le XCoM peut alors être calculé à chaque instant. En parallèle, il est possible de déterminer à chaque instant la longueur maximale du pas de rattrapage étant données les contraintes biomécaniques (*i.e.* longueur et accélération maximales du pas).

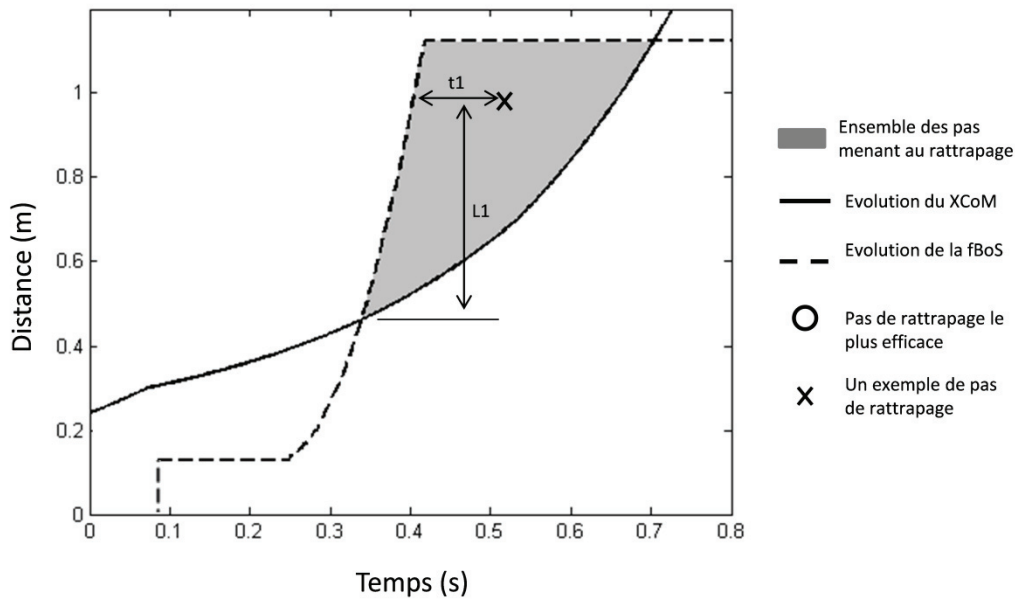


Figure 14 : Représentation graphique du fonctionnement du modèle : évolution du XCoM pour une perturbation donnée (ligne noire) en parallèle de la position maximale de la BoS fonctionnelle (ligne noire pointillée). La première intersection entre ces deux courbes valide le fait que la perturbation est rattrapable et elle définit le pas le plus efficace (cercle noir) qui est le pas le plus court en temps et en distance menant au rattrapage.

Dans ce chapitre nous considérons que, une fois le pas de rattrapage posé, seule la stratégie de cheville permet de maintenir l'équilibre (cet aspect sera rediscuté au §4.2). Nous évaluerons l'état du système à l'instant de la pose du pas de rattrapage en « état rattrapable » ou « état non-rattrapable » en nous basant sur la position du XCoM, incluse dans la BoS ou non (Hof et al. ,2005). Si la position du XCoM est incluse dans la BoS alors il est possible d'atteindre un état d'équilibre (CoM sans mouvement au-dessus de la BoS, cf. Chapitre 1, Définitions p13) en n'utilisant que la stratégie de cheville donc le système est dans un état rattrapable.

Dans ce chapitre, la possibilité de rattraper son équilibre définie par l'utilisation du modèle sera la suivante :

Si la courbe d'évolution maximale du pas de rattrapage peut atteindre la courbe d'évolution du XCoM, cela signifie que le XCoM peut se retrouver à l'intérieur de la BoS fonctionnelle et donc que le rattrapage est possible (Hof et al., 2005). Par conséquent, la situation testée est considérée comme rattrapable et le point d'intersection représente le pas le plus efficace (*i.e.* le plus court en temps et en distance) pouvant mener au rattrapage (Figure 14).

Dans le cas contraire, c'est-à-dire sans intersection, l'évolution du pas maximal ne peut pas capturer le XCoM, indiquant que la perturbation mènera obligatoirement à une chute si le rattrapage n'est pas effectué en plusieurs pas.

Il faut cependant garder à l'esprit que les conditions de validité de cette assertion, qui découle de l'appartenance du XCoM à la BoS, nécessitent qu'après la pose du pas de rattrapage, le système évolue comme un LIP, n'utilise que la stratégie de cheville et ne subit d'autre perturbation que la gravité.

Ces hypothèses seront plus amplement évaluées et discutées au §4.2 de ce chapitre.

## 2.6 Evaluation du modèle par rapport aux résultats expérimentaux

Les deux sets de contraintes détaillés dans le Tableau 4 sont utilisés pour représenter les actions maximales de rattrapage d'une population jeune et d'une population âgée. La masse et la stature sont déterminées à partir des données moyennes de chaque article. A partir de la stature, les régressions fournies par Winter (2009) nous permettent de calculer les paramètres anthropométriques manquants nécessaires à la simulation (*e.g.* longueur du pied, hauteur du CoM, etc.). Des contraintes expérimentales complémentaires dépendantes des consignes et des situations de perturbation (*e.g.* longueur de pas, inclinaison initiale, etc.) sont aussi prises en compte et résumées dans le Tableau 2. Les variables de sortie du modèle sont le seuil de rattrapage en un seul pas et les caractéristiques du pas de rattrapage le plus efficace associé. Le seuil de rattrapage est calculé par dichotomie jusqu'à trouver la perturbation maximale autorisant une intersection entre la position du XCoM et l'évolution du pas maximal (cf. Figure 14). L'ensemble de ces données de sortie est comparé à l'ensemble des données expérimentales.

## 3. Résultats et discussion

---

### 3.1 Les seuils de rattrapage

La prédiction du seuil de rattrapage en 1 pas est proche des résultats expérimentaux. La Figure 15 montre les différents seuils prédits par rapport aux expérimentations de Hsiao-Weckslar et Robinovitch (2007) et de Thelen et al. (1997). Le seuil prédit est à l'intérieur de l'écart type pour les modèles IP et LIP dans les cas où les pas sont contraints en longueur à 15%, 25% et 35% de la hauteur des sujets, l'écart moyen pour ces situations étant inférieur à 3°.

Dans le cas du seuil où le pas de rattrapage n'est pas contraint, le seuil obtenu grâce au modèle IP est au-dessus des valeurs définies par Hsiao-Wecksler et Robinovitch (2007) dans les cas des personnes jeunes ( $5^\circ$  par rapport à l'écart type) et des personnes âgées ( $2.5^\circ$  par rapport à l'écart type). Inversement, le modèle LIP définit un seuil inférieur aux valeurs expérimentales extraites de Thelen et al. (1997) avec  $4.5^\circ$  et  $2^\circ$  d'écart par rapport à l'écart type, respectivement pour les jeunes et les âgés.

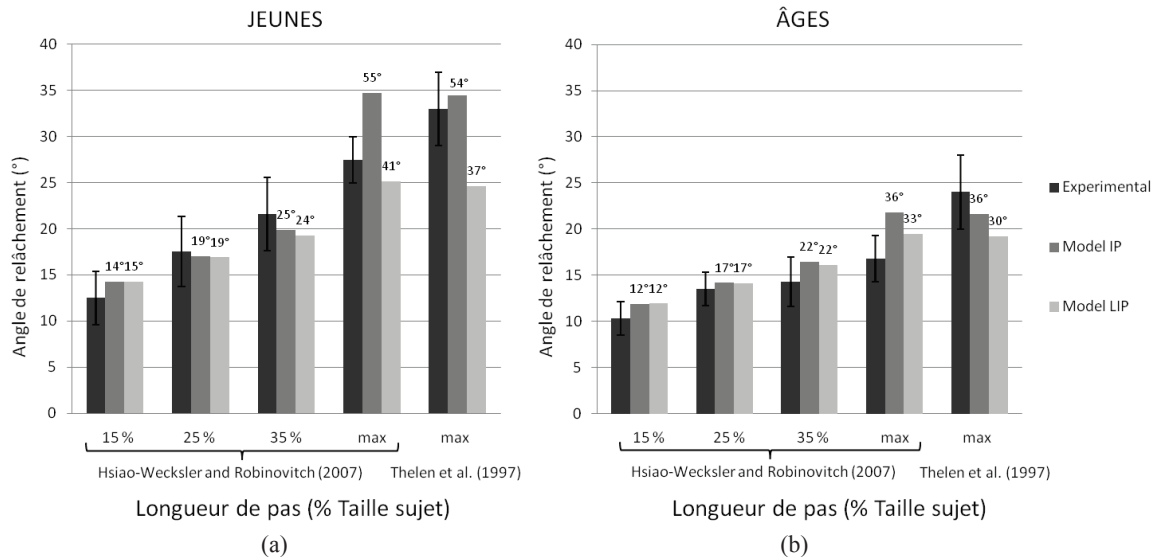


Figure 15 : Seuils de rattrapage en 1 pas de rattrapage prédits par les modèles LIP et IP comparés aux situations expérimentales de Hsiao-Wecksler and Robinovitch (2007) et à la situation seuil obtenue par Thelen et al. (1997). Les figures présentent les résultats pour un paramétrage jeune (a) et âgé (b). La différence au niveau des seuils pour la même condition de longueur de pas maximale est expliquée par la différence d'anthropométrie entre les populations étudiées. L'angle affiché au sommet de chaque prédiction représente l'inclinaison du CoM par rapport à la verticale au moment de la pose du pied.

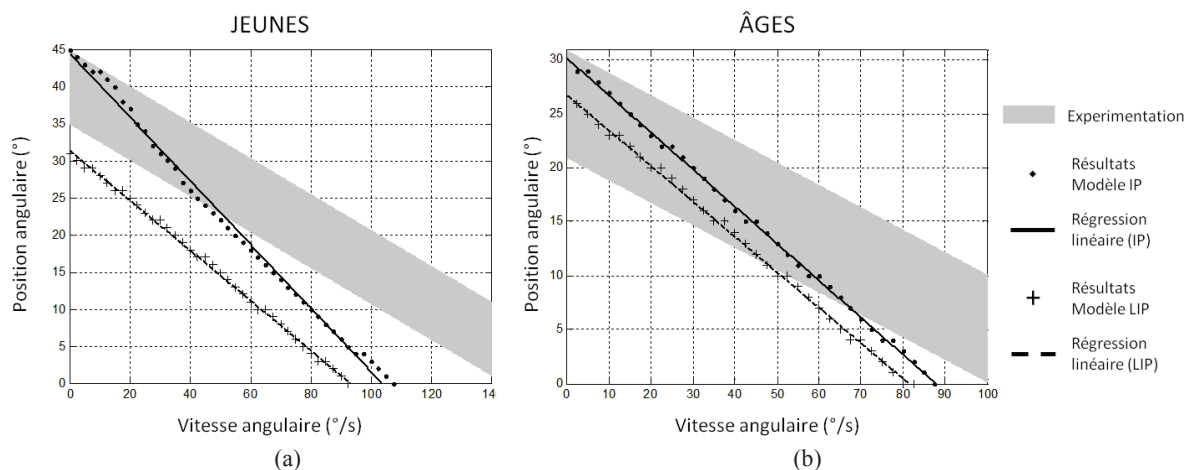


Figure 16 : Comparaison entre le seuil de rattrapage expérimental (zone grisée) défini par l'étude expérimentale de Moglo et Smeesters (2006) et le seuil prédit par les modèles (lignes noires) pour les jeunes (a) et les âgés (b). Les points noirs représentent les seuils obtenus avec le modèle IP (position et vitesse maximale du CoM au TR) qui sont rattrapables. La ligne noire représente une régression linéaire de ces points ( $R^2=0.99$ ). De la même manière, les croix représentent les seuils de rattrapage du modèle LIP avec la régression linéaire associée ( $R^2=0.99$ ) (ligne pointillée noire).

Pour finir, la comparaison avec l'expérimentation de Moglo and Smeesters (2006) (Figure 16) montre que l'évolution du seuil de rattrapage en un pas du modèle IP ou LIP est bien linéaire avec une régression linéaire ayant un coefficient de détermination de 0,99. En comparaison avec les résultats expérimentaux, pour le modèle IP, nous retrouvons bien l'angle maximal rattrapable sans vitesse initiale dans l'écart type déterminé expérimentalement. Toutefois, la ligne prédite est plus pentue (donc plus restrictive) que la ligne expérimentale, révélant ainsi que le modèle, avec le paramétrage choisi, n'est pas capable de rattraper des perturbations aussi importantes que ce qui a été relevé expérimentalement pour les cas comprenant une vitesse initiale du CoM. Cet effet est particulièrement visible pour le paramétrage jeune. Toutefois, ces différences peuvent s'expliquer par le fait que les perturbations avec vitesse initiale correspondent expérimentalement à des *waist-pull* pendant la marche. Ces conditions expérimentales sont difficiles à contrôler (exemple de la répétabilité de l'application d'une perturbation à un instant précis du cycle de marche). D'autre part, les perturbations pendant la marche engendrent des réactions bien différentes de celles à départ statique, le temps d'initiation des réactions et de préparation du pas sont modifiés voir complètement occultés. D'autres études expérimentales seraient nécessaires pour compléter la validation du modèle dans ce cas de figure particulier.

### 3.2 Influence du modèle mécanique

Nous avons considéré dans ce chapitre deux modèles mécaniques : un IP et un LIP. La Figure 15 présente les résultats des seuils de rattrapage dans le cas de ces deux pendules comparés aux seuils obtenus expérimentalement dans les études de Hsiao-Weckslar and Robinovitch (2007) et de Thelen et al. (1997). Les seuils prédits par ces deux modèles mécaniques sont très proches. Ils sont même quasiment identiques dans le cas de petites perturbations correspondant ici à un angle de relâchement initial faible (inférieur à  $20^\circ$ ) et une vitesse initiale nulle. Dans le cas de perturbations plus importantes, le seuil déterminé avec le modèle IP augmente et est plus proche des données expérimentales que le seuil déterminé avec le modèle LIP. Il est possible d'expliquer ce comportement par le fait que le calcul du XCoM ne prend en compte que les composantes AP de la position et la vitesse du CoM (Equation 1) négligeant ainsi la composante verticale. Lorsque les modèles sont faiblement perturbés, l'évolution de la position et de la vitesse des deux pendules est pratiquement équivalente. Toutefois dans le cas de grandes perturbations, la position et la vitesse du modèle LIP tendent à diverger tandis que grâce à son évolution circulaire, la position du modèle IP converge vers la valeur  $L$  (*i.e.* distance cheville - centre de masse cf. Figure 12) et la projection horizontale de la vitesse du CoM converge vers 0. Ces différences d'évolutions se répercutent sur l'évolution du XCoM qui diverge de la BoS pour le modèle LIP, mais reste borné pour le modèle IP. Le XCoM est donc plus simple à capturer dans le cas du modèle IP pour des grands angles de relâchement. Ces résultats sont concordants avec la comparaison de ces deux modèles (IP et LIP) proposée par Li et al. (2014) dans le cadre d'une application robotique.

De manière générale, il est donc possible d'estimer le seuil de perturbation rattrapable avec les modèles IP et LIP pour des perturbations faibles. Ces situations sont plutôt représentatives du rattrapage des personnes à risque de chute élevé, comme les personnes âgées ou encore du rattrapage avec des instructions limitant grandement la capacité

d'équilibration (*i.e.* limitation de la longueur du pas). Par contre, dans le cas de perturbations importantes proches des seuils, le modèle IP est plus performant que le modèle LIP (Li et al., 2014). Mais la question : *quel modèle choisir pour une application humaine ?* reste en suspens. Les résultats de Hsiao-Weckslar and Robinovitch (2007) ont été obtenus à partir d'une population de femmes de petites tailles tandis que ceux de Thelen et al. (1997) étaient sur une population d'hommes. La différence importante entre les seuils expérimentaux de ces études ne permet pas de faire un choix de modèle. Des expérimentations complémentaires sont nécessaires pour pouvoir affiner ces premiers résultats. Enfin, l'évaluation des hypothèses relatives au critère du XCoM (cf. § 4.2) permettra de relativiser les différences observées entre les évolutions IP ou LIP avant la pose du pas.

### 3.3 Les caractéristiques du pas de rattrapage

Nous avons proposé dans ce chapitre de prendre en compte l'évolution de la longueur maximale du pas de rattrapage en fonction de la durée de ce pas. Avec ces hypothèses, il est alors possible de déterminer le pas le plus efficace (*i.e.* le plus court en temps et en distance) permettant de rattraper son équilibre après une perturbation. Les résultats concernant les caractéristiques de ces pas de rattrapage sont reportés dans le Tableau 5.

		Jeunes					Âgés				
		Hsiao-Weckslar <sup>(1)</sup>				Thelen <sup>(2)</sup>	Hsiao-Weckslar <sup>(1)</sup>				Thelen <sup>(2)</sup>
		15%	25%	35%	Max	Max	15%	25%	35%	Max	Max
Longueur du pas (cm)	<i>Exp.</i>	<i>29 (2)</i>	<i>46 (2)</i>	<i>62 (3)</i>	<i>103 (10)</i>	<i>117 (-)</i>	<i>27(3)</i>	<i>41(3)</i>	<i>57(5)</i>	<i>69(8)</i>	<i>88 (-)</i>
	Modèle IP	24	41	57	106	113	24	39	56	86	97
	Modèle LIP	24	41	57	106	113	24	39	56	86	97
Temps de pas (ms)	<i>Exp.</i>	<i>320 (30)</i>	<i>350 (30)</i>	<i>380 (20)</i>	<i>440 (40)</i>	<i>450 (-)</i>	<i>390 (60)</i>	<i>410 (40)</i>	<i>480 (60)</i>	<i>490 (30)</i>	<i>480 (-)</i>
	Modèle IP	300	330	360	410	420	340	370	400	440	450
	Modèle LIP	300	330	360	410	420	340	370	400	440	450
Angle initial maximal (°)	<i>Exp.</i>	<i>12.5 (2.9)</i>	<i>17.5 (3.8)</i>	<i>21.6 (4)</i>	<i>27.5 (2.5)</i>	<i>33.0 (4)</i>	<i>10.3 (1.8)</i>	<i>13.5 (1.8)</i>	<i>14.3 (2.7)</i>	<i>16.8 (2.5)</i>	<i>24.0 (4)</i>
	Modèle IP	14.3	17	19.9	34.7	34.5	11.8	13.8	15.8	20.2	21.7
	Modèle LIP	14.2	16.7	19.3	25.2	24.6	11.9	13.9	15.9	19	19.2
Angle du pendula à l'instant de pas (°)	<i>Exp.</i>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Modèle IP	14	19	25	55	54	12	17	22	36	36
	Modèle LIP	15	19	24	41	37	12	17	22	33	30

**Tableau 5 : Synthèse des résultats expérimentaux (en italique) et des résultats obtenus avec les modèles pendule inversé et pendule linéaire inversé concernant les situations expérimentales de <sup>(1)</sup>Hsiao-Weckslar and Robinovitch (2007) ; <sup>(2)</sup>Thelen et al. (1997). Les données entre parenthèses sont les écarts type relevés expérimentalement ; les données grisées correspondent aux contraintes imposées par les instructions sur la façon de se rattraper (ex : limitation de la longueur de pas).**

Les durées de pas pour le modèle IP sont similaires aux temps des pas expérimentaux de Hsiao-Weckslar and Robinovitch (2007). Les résultats montrent un écart moyen de 20 ms pour la population jeune et 60 ms pour la population âgée dans le cas d'une longueur de pas imposée et de 25 ms pour les jeunes contre 55 ms pour les âgés dans le cas des seuils de perturbation sans contrainte. Le temps de pas, qu'il soit prédit ou obtenu expérimentalement, augmente avec l'importance de la perturbation et la longueur de pas autorisée. Dans les situations sous maximales étudiées dans l'article de Thelen et al. (1997), les pas prédits sont plus courts mais aussi plus rapides que les pas qui ont été

réalisés par les sujets (Figure 17). Plus l'angle initial se rapproche du seuil et plus le pas prédit se rapproche des valeurs expérimentales que ce soit en temps ou en distance.

Pour résumer, les pas modélisés correspondent bien aux pas relevés expérimentalement en termes de longueur et de temps de pose du pied mais uniquement dans le cas des perturbations proches du seuil du rattrapage. En effet, lorsque les perturbations sont plus faibles et qu'il n'y a pas d'indications particulières obligeant le sujet à réagir au maximum de ses capacités physiques, le pas le plus efficace est plus court et plus rapide que le pas expérimental (Figure 17). Ceci peut s'expliquer par le fait que l'action de réaliser un pas très rapide est énergétiquement très coûteuse. En l'absence de consigne obligeant les sujets à faire des pas rapides, ils optent alors pour une solution plus aisée à exécuter : un pas de rattrapage plus lent. D'autre part le fait de faire un pas de longueur plus importante que le pas le plus efficace indique que les sujets ont tendances à prendre une marge de sécurité (ou marge de stabilité) au cas où la perturbation serait plus importante que prévu. Cette différence peut aussi permettre de prévoir une éventuelle mauvaise utilisation des stratégies comme par exemple un mauvais placement du pas de rattrapage.

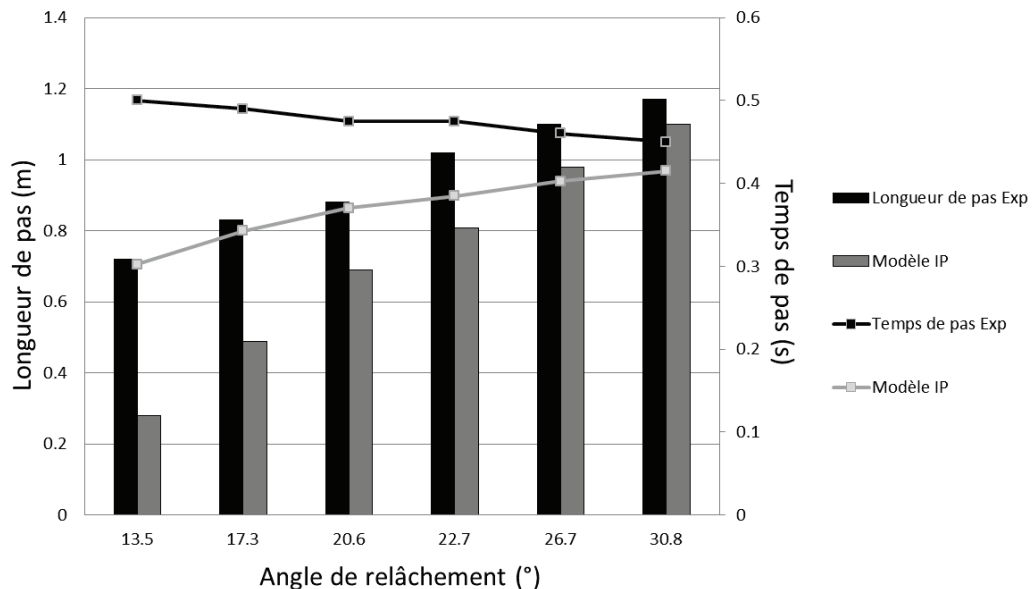


Figure 17 : Comparaison entre les résultats expérimentaux de Thelen et al. (1997) (thème noir) et les résultats simulés avec le modèle IP (thème gris) pour une population jeune. Affichage des longueurs de pas (Graphique barre, échelle de gauche) et des instants de pose du pas (carrés, échelle de droite). Dans cette étude il n'y a pas d'écarts types.

D'autres variables équivalentes à la marge de stabilité (distance XCoM - extrémité de la BoS) (Arampatzis et al., 2008; Barrett et al., 2012; Mademli et al., 2008) sont exploitables grâce à ce modèle. Ces différentes variables peuvent donner des informations neuromusculaires sur la capacité d'équilibration avec par exemple la différence de distance entre le pas le plus efficace (*i.e.* le plus court en temps et en distance) et le pas réellement effectué par les sujets (L1 sur Figure 14) ; ou encore entre le temps de pas réel et le temps de pas de même longueur menant également à un rattrapage (t1 sur Figure 14).

Contrairement à la marge de stabilité, l'évaluation de ces variables ne nécessite que très peu d'instruments de mesure rendant son application en clinique beaucoup plus accessible.

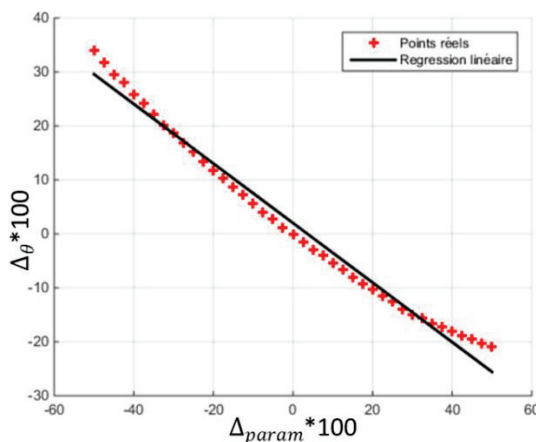
### 3.4 Analyse de sensibilité des paramètres du modèle

Nous proposons dans ce chapitre deux sets de paramètres représentant une population jeune et une population âgée. Ces deux paramétrages permettent d'obtenir de bons résultats par rapport aux résultats expérimentaux de plusieurs études quant à la détermination du seuil de rattrapage avec un seul pas dans la direction antérieure. Le seuil déterminé par le modèle IP est en moyenne légèrement plus élevé que les valeurs expérimentales dans les cas sans contraintes sur le pas rattrapage et pour les deux populations (écart inférieur à 5°). Dans le cas de l'étude de Moglo and Smeesters (2006), le modèle détermine bien le seuil de perturbation rattrapable pour les perturbations avec une vitesse du CoM faible au TR.

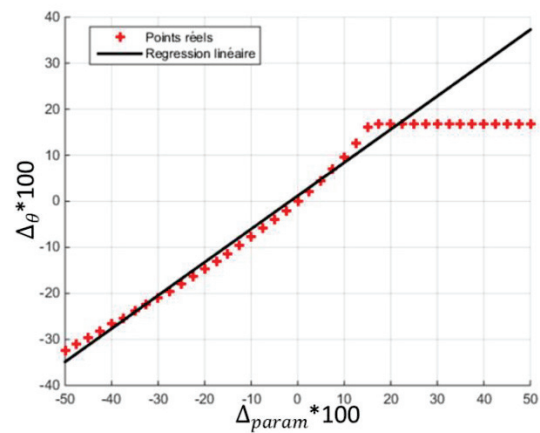
Afin de quantifier l'influence de chaque contrainte (Tableau 4) sur le seuil de perturbation (position ou vitesse initiale) déterminé par le modèle, nous réalisons une analyse de la sensibilité de la réponse du modèle (Figure 18). Pour cela, nous utilisons un set de paramètres de référence ( $P_{ref}$ ) pour calculer la perturbation maximale que le modèle peut rattraper ( $\theta_{ref}$ ). Ensuite, la valeur de chaque paramètre est modifiée indépendamment de 50% de sa valeur à 150% par incrémentation de 2%. Pour chaque variation de paramètre ( $P$ ) nous déterminons le nouveau seuil associé ( $\theta$ ). Une régression linéaire est ensuite effectuée pour déterminer le coefficient directeur ( $K_{\%}$ ) de la droite approximée. Ce coefficient  $K_{\%}$  permet de lier le pourcentage de variation du paramètre au pourcentage de variation du seuil de perturbation  $\Delta\theta_i$  (cf. Equation 9). Cela permet d'adimensionner et de comparer tous les coefficients entre eux.

$$\Delta_{param} = \frac{P - P_{ref}}{P_{ref}} \quad \text{et} \quad \Delta\theta = \frac{\theta - \theta_{ref}}{\theta_{ref}} \quad (9)$$

$$K_{\%} = \frac{\Delta\theta}{\Delta_{param}}$$



(a)



(b)

Figure 18 : Evolution de la perturbation maximale supportable en fonction de : (a) la variation du paramètre de temps de préparation du pas ; (b) la variation du paramètre de longueur de pas.



Il s'avère que chaque paramètre a une influence presque linéaire sur le seuil de perturbation (voir coefficient de détermination  $R^2$  dans le Tableau 6). Seul le pas de rattrapage a une influence linéaire croissante jusqu'à saturation liée au paramètre d'angle maximal supportable (Figure 18b). L'analyse des coefficients directeurs  $K\%$  montre que le paramètre le plus influent sur la capacité à supporter une perturbation élevée est l'aptitude à faire un pas long. Toutefois, le SPT apparaît aussi comme un paramètre influent sur le seuil de rattrapage. Plus l'initiation du pas sera retardée et plus le seuil sera faible, de la même façon plus la longueur du pas sera limitée et plus le seuil sera faible (Hsiao-Wecksler and Robinovitch, 2007).

Ces résultats confirment aussi que les diminutions des capacités neurophysiologiques associées au vieillissement (augmentation du RT et du SPT, diminution des capacités à effectuer un pas rapide et long, etc. ; cf. les deux sets de paramètres utilisés §2.4) sont toutes associées à une diminution des seuils de rattrapage d'équilibre.

	Valeur de référence	$R^2$	$K\%$	Variation du seuil
RT (ms)	80	0.99	-0.26	1° pour 14ms
SPT (ms)	180	0.98	-0.52	1° pour 15ms
$A_{\max}$ ( $m.s^{-2}$ )	145	0.98	0.28	1° pour $25m.s^{-2}$
$L_{\text{step}}$ (% Hauteur sujet)	55	0.99	0.74	1° par 5cm (3% BH)
BoS Fonctionnelle (% BoS)	42	0.99	0.15	1° pour 13cm
Couple hanche (Nm)	150	0.79	-0.04	-
$\alpha_{\max}$ (rad)	$\pi/4$	0.86	0	-

**Tableau 6 : Récapitulatif de l'influence de chaque paramètre sur l'estimation du seuil de rattrapage.**

La stratégie de pas de rattrapage dans le cadre de perturbations sous l'effet de la gravité apparaît être la plus efficiente pour supporter d'importantes perturbations. Cela peut être confirmé et quantifié en évaluant les seuils de rattrapage dans le cas où certaines stratégies ne sont pas activées (Figure 19). Ces résultats indiquent que les stratégies de cheville et hanche ont des effets sensiblement équivalents et environ quatre fois inférieurs au pas de rattrapage.



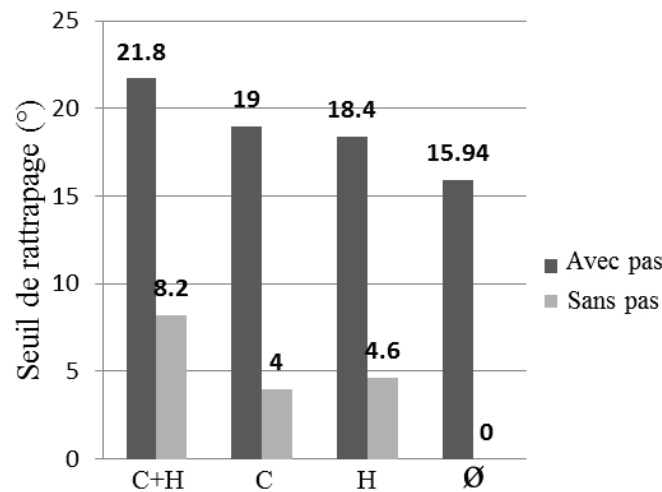


Figure 19 : Estimation des seuils de rattrapage pour différentes combinaisons de stratégies : (C) Cheville, (H) Hanche et (Ø) sans stratégies en support fixe

## 4. Retour sur les hypothèses du modèle

---

Les résultats renvoyés en termes de seuil estimé semblent être corrects pour le modèle IP dans toutes les conditions de perturbations comprenant un angle de relâchement initial. Toutefois, la détermination de ce seuil grâce au calcul du XCoM est soumise à une série d'hypothèses fortes (cf. §2.5). Nous allons étudier deux de ces hypothèses plus en détails : 1°/ le fait que, suite à la pose du pied, seule la stratégie de cheville doit être active ; 2°/ l'évolution linéaire du CoM après la pose du pied et le type d'impact (de transfert d'énergie) au moment de la pose du pied au sol.

### 4.1 Rotation du volant d'inertie après la pose du pas

La stratégie de hanche est modélisée par un volant d'inertie qui suit un profil d'accélération de type *bang-bang* pour représenter l'inertie des segments liée aux mouvements du haut du corps (bras - tronc). Le profil d'accélération se découpe en deux phases :

- Une phase d'accélération qui a un effet positif sur la possibilité de rattraper un déséquilibre puisqu'elle freine l'évolution du CoM ;
- Une phase de décélération nécessaire à l'arrêt de la rotation afin de respecter les contraintes de rotation maximales définies dans le Tableau 4. Cette phase a l'effet inverse de la phase d'accélération puisqu'elle tend à accélérer le CoM dans le sens de la chute.

L'effet global de ce profil est bénéfique pour le rattrapage d'équilibre en augmentant les capacités à rattraper des perturbations plus importantes que ce soit avec ou sans pas de rattrapage (Koolen et al., 2012; Pratt et al., 2006). Toutefois, si le pas de rattrapage est réalisé pendant le profil d'accélération, la capture du XCoM par la BoS peut ne plus être une condition suffisante pour arrêter le CoM au-dessus de la BoS. En effet, une fois que

le pas a été réalisé, la partie décélérant le volant d'inertie peut faire sortir la projection du CoM de la nouvelle BoS.

Afin d'estimer cet effet, nous modélisons l'ensemble du rattrapage, y compris le pas de rattrapage, jusqu'à l'équilibre ou la divergence du modèle au-dessus de la nouvelle BoS. A l'instant de pose du pied le CoP est transféré au bout de cette nouvelle BoS et la vitesse horizontale du CoM selon l'axe AP est identique à celle juste avant la pose du pied (ce choix sera rediscuté au paragraphe suivant). Suite à la pose du pied le modèle évolue autour de la cheville selon l'hypothèse du LIP. Deux cas de figure sont considérés pour le volant d'inertie : dans le premier cas la rotation du volant d'inertie est négligée ; dans le deuxième la fin du profil *bang-bang* qui intervient après la pose du pied est représentée. Pour ces deux cas de figure, nous calculons pour différents états initiaux instables et pour différents instants de pose du pas, le pas de rattrapage le plus court qui permet de rattraper l'équilibre. Ce pas est calculé par approche itérative (dichotomie) en faisant varier sa longueur. Dans un premier temps, nous négligerons la contrainte sur la longueur maximale du pas en fonction de sa durée.

Les résultats obtenus sont illustrés sur la Figure 20 pour deux cas de perturbation initiale. Dans le premier cas (effet de l'accélération/décélération du volant d'inertie après la pose du pas négligé) nous retrouvons bien que le pas le plus court correspond à l'emplacement du XCoM à l'instant de pose du pas. Dans le deuxième cas, les pas sont soit de longueur identique au XCoM soit légèrement plus longs (cf. Figure 20). Ce résultat varie en fonction de l'instant de pose du pied par rapport au profil *bang-bang* du volant d'inertie. Une différence apparaît à partir de 20% du profil d'accélération, culmine à la fin de la phase d'accélération, et diminue ensuite pour disparaître logiquement dès la fin du profil *bang-bang*. Cette différence entre les longueurs de pas minimales calculées en négligeant ou non l'effet de la stratégie de hanche suite à la pose du pas peut atteindre 11cm dans le cas le plus défavorable (*i.e.* à la fin de la phase d'accélération) et ce, quel que soit l'angle de relâchement initial. Cependant, lorsque l'on réintègre la contrainte liant durée et longueur de pas, il apparaît que la durée nécessaire pour faire un pas qui capture le XCoM est suffisamment longue pour que l'on se situe plutôt sur la fin du profil *bang-bang*, en particulier pour les états initiaux fortement perturbés.

Ainsi, il apparaît que le fait de négliger l'effet de la stratégie de hanche après le pas de rattrapage entraîne une légère sous-estimation des longueurs de pas nécessaires à rattraper l'équilibre. En revanche, cette erreur tend à être minimisée lorsque l'on s'intéresse à des niveaux de perturbation élevés (*e.g.* recherche de seuil de rattrapage en 1 pas, sans contrainte sur la longueur du pas).

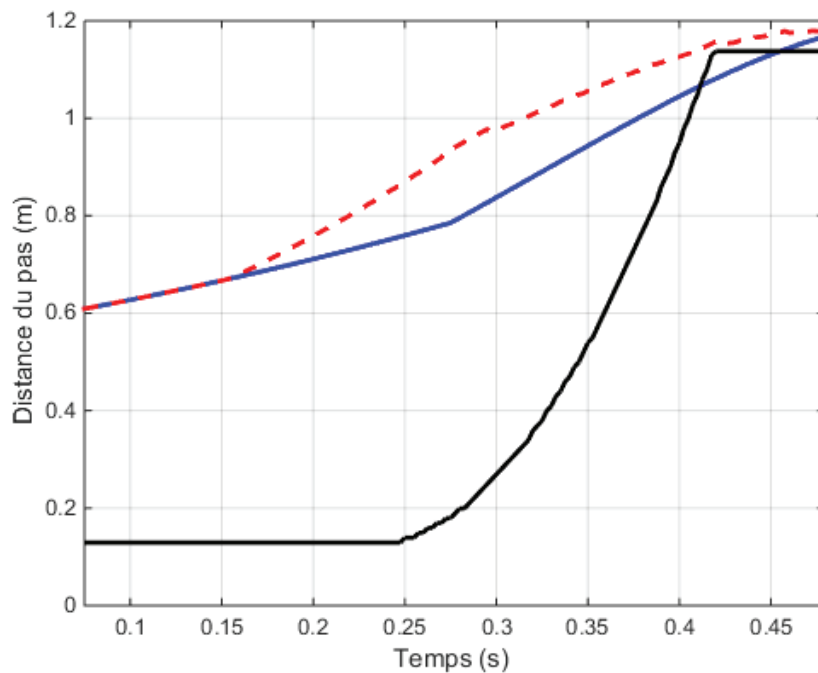


Figure 20 : Influence de la stratégie de hanche représentée par la différence visible entre l'évolution du XCoM (courbe bleue) et le XCoM prenant en compte la fin du profil de hanche (ligne rouge) pour une valeur de relâchement initial de 30°.

## 4.2 Evolution du modèle après le pas de rattrapage ?

Dans les paragraphes précédents, nous avons montré qu'il était difficile de faire un choix sur l'évolution du pendule (modèle IP ou LIP) avant le pas de rattrapage. Notre choix s'oriente vers un modèle IP qui permet de rattraper des perturbations plus importantes mais qui restent tout de même réalistes. Ce choix est discutable et nécessite de plus profondes investigations expérimentales. Se pose donc maintenant la question suivante : comment le modèle doit-il évoluer *après* le pas de rattrapage ?

Une linéarisation des équations est nécessaire pour calculer la position du XCoM et cela implique une évolution en LIP après le pas de rattrapage. Si l'on passe outre la condition d'équilibre liée à la position du XCoM dans la BoS et que l'on considère la modélisation du pas de rattrapage, il est possible de faire plusieurs hypothèses sur le comportement du pendule après cette pose du pas :

1. **H1** - Le pendule inversé évolue autour de la cheville arrière (Figure 22a)
2. **H2** - Le pendule inversé évolue autour de la cheville de rattrapage (Figure 22b)
3. **H3** - Le pendule linéaire inversé évolue autour de la cheville de rattrapage (Figure 22c)

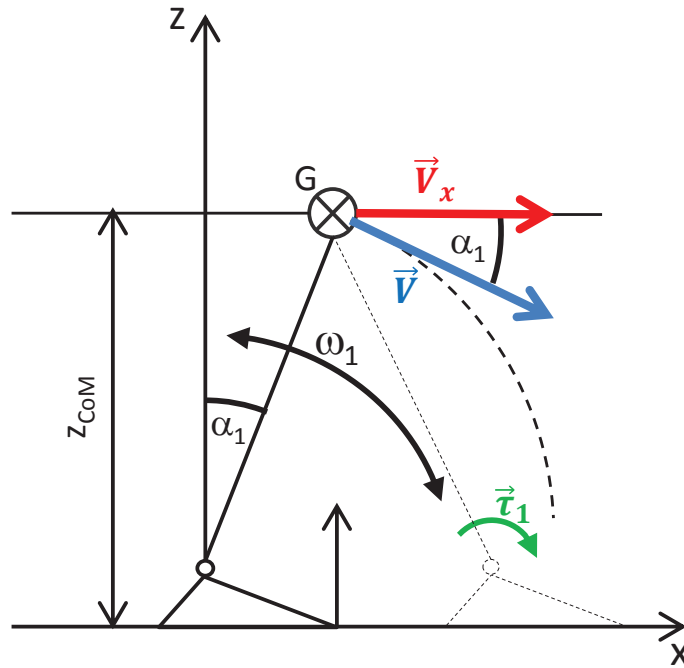


Figure 21 : Etat du pendule avant la pose du pas de rattrapage comprenant les différentes variables utilisées pour calculer le transfert de vitesse lié à l'impact du pas.

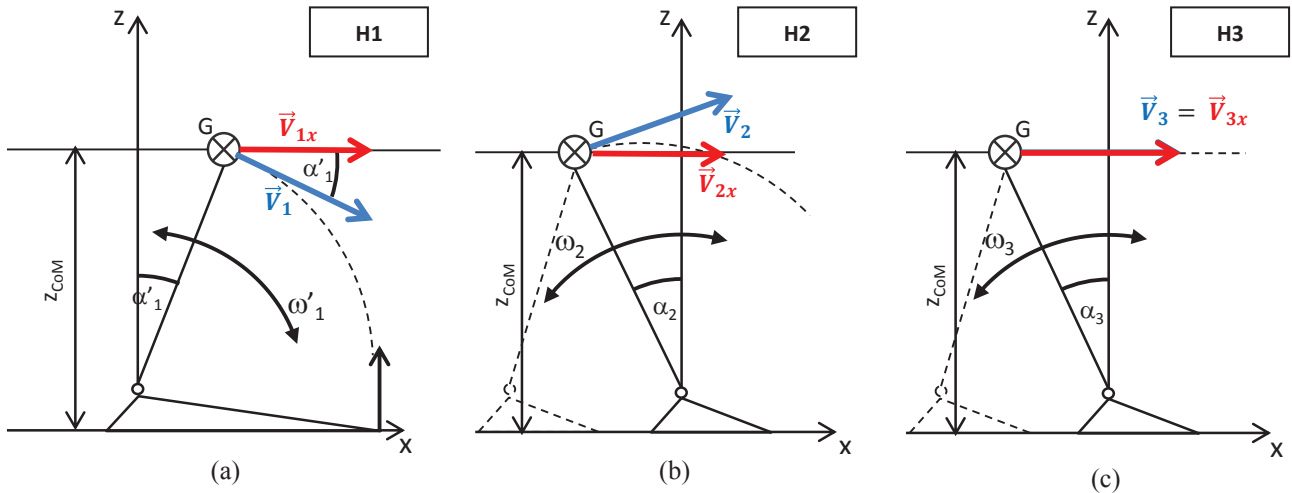


Figure 22 : Evolution après le pas de rattrapage : (a) extension de la base de support jusqu'à la longueur de pas de rattrapage puis écrasement du centre de masse autour de la cheville arrière ; (b) évolution en pendule inversé autour du pied qui vient d'être posé ; (c) évolution en pendule linéaire inversé autour du pied qui vient d'être posé.

De la même façon plusieurs hypothèses peuvent être faites sur le transfert de vitesse qu'occasionne ce pas de rattrapage. Nous choisissons de nous limiter à l'évaluation de trois hypothèses mécaniques :

1. Transfert de la norme de la vitesse équivalent à un choc élastique :

$$\|\vec{V}_1\| = \|\vec{V}\| \quad | \quad \|\vec{V}_2\| = \|\vec{V}\| \quad | \quad \|\vec{V}_3\| = \|\vec{V}\|$$

2. Transfert de la composante horizontale de la vitesse avant impact équivalent à une absorption d'énergie :

$$\|\vec{V}_{1x}\| = \|\vec{V}_x\| \quad | \quad \|\vec{V}_{2x}\| = \|\vec{V}_x\| \quad | \quad \|\vec{V}_{3x}\| = \|\vec{V}_x\|$$

3. Conservation du moment cinétique autour de la cheville du pas de rattrapage correspondant à une conservation de la rotation :

$$\omega'_1 = \omega_1 \quad | \quad \omega_2 = \frac{\omega_1 * l_2}{l_1 * \cos(\alpha_2 + \alpha_1)} \quad | \quad \omega_3 = \frac{\omega_1 * l_3}{l_1 * \cos(\alpha_3 + \alpha_1)}$$

Aucune donnée expérimentale de la littérature ne permet de déterminer l'évolution (position et vitesse) du CoM après la pose du pas dans le cas d'un rattrapage d'équilibre humain. Il nous est impossible de justifier un choix par rapport à des données expérimentales. Toutefois, il est possible d'évaluer l'influence de chacune de ces hypothèses sur la valeur du seuil de rattrapage en un pas et de comparer la valeur de ce seuil aux résultats expérimentaux de Hsiao-Wecksler and Robinovitch (2007) et Thelen et al. (1997) (cf. Tableau 7).

**Attention :** La possibilité de rattrapage d'équilibre n'est plus évaluée avec le XCoM. Ici le rattrapage d'équilibre signifie qu'après la pose du pas de rattrapage le CoM peut revenir à une vitesse nulle au-dessus de la BoS.

La stratégie de hanche continue son évolution après la pose du pas de rattrapage. Ce qui signifie que si la décélération n'est pas terminée à l'instant de pas, son effet négatif sera pris en compte par la dynamique du pendule et réduira en conséquence le seuil de rattrapage.

Modèle après le pas	Hypothèse de vitesse	Seuil de perturbation (Tether-release)
<b>H1</b>	Choc élastique	
IP - Rotation autour de la cheville initiale (Figure 22a)	Absorption	26.81° (*)
	Conservation du moment cinétique	
<b>H2</b>	Choc élastique	26.23°
IP - Rotation autour de la cheville du pas de rattrapage (Figure 22b)	Absorption	29.47°
	Conservation du moment cinétique	22.76°

<b>H3</b>	Choc élastique	26.06°
LIP - Rotation autour de la cheville du pas de rattrapage (Figure 22c)	Absorption	30.40°
	Conservation du moment cinétique	25.18°
Résultats expérimentaux de Hsiao-Weckler & Robinovitch (2007)		27.5° ± 2.5°
Résultats expérimentaux de Telen et al. (1997)		33° ± 4°

**Tableau 7 : Evaluation du seuil de rattrapage en 1 pas pour une perturbation constante avec différentes hypothèses sur l'effet de l'impact du pas et sur le transfert de la vitesse du centre de masse. La notation (\*) indique que l'angle d'inclinaison maximal du CoM a une influence sur le seuil de rattrapage calculé.**

L'hypothèse H1 présente un inconvénient majeur : le seuil de rattrapage est dépendant du paramètre '*Angle d'inclinaison maximal du CoM*' (Tableau 4). Or ce paramètre n'est pas un paramètre « physiologique » et il n'a pour rôle que d'éviter les situations irréalistes. L'hypothèse H1 ne nous paraît donc pas pertinente. Les seuils déterminés par les hypothèses H2 et H3 sont équivalents pour des hypothèses de transferts de vitesses égales (H2 étant légèrement inférieur à H3). Il semblerait donc que l'évolution du modèle suite au pas de rattrapage n'ait pas une grande influence sur le seuil de rattrapage. De par sa plus grande simplicité, une évolution basée sur un modèle linéaire (H3) paraît donc intéressante.

En ce qui concerne la modélisation de l'impact pied/sol, nous voyons que le choc élastique et la conservation du moment cinétique limite le seuil de rattrapage, qui paraît faible par rapport aux résultats expérimentaux. De fait, ces deux hypothèses engendrent une augmentation de la composante horizontale de la vitesse, contrairement à l'hypothèse d'absorption pour laquelle cette composante reste constante. Il semblerait donc que cette dernière soit la plus cohérente.

Pour finir, les hypothèses associées à l'utilisation du XCoM (conservation de la vitesse horizontale au moment de l'impact et évolution linéaire du pendule) semblent être les plus adaptées. Il serait cependant important de vérifier ce point à partir de données expérimentales.

## 5. Conclusion et perspectives

Dans ce chapitre nous avons montré la capacité du modèle à calculer le seuil de rattrapage d'équilibre, exprimé en état du CoM (position et vitesse), sous le simple effet de la gravité. Nous avons fait le choix de proposer deux sets de paramètres fixes afin de caractériser les capacités d'équilibration. Ce choix peut être discuté mais les résultats concordent avec les résultats expérimentaux montrant un fonctionnement du modèle correct pour différentes études, avec différentes instructions mais aussi avec différents moyens de perturbations de l'équilibre pour un unique paramétrage par population. Un

point important est que la plupart de ces paramètres ont un sens biomécanique et peuvent éventuellement être mesurés ou quantifiés expérimentalement. Ainsi, il est possible d'ajuster ces paramètres pour représenter différentes populations. D'autre part ce modèle permet aussi d'avoir des informations sur le pas le plus efficace menant au rattrapage comprenant sa longueur et son temps d'exécution. Ce pas peut être comparé à la réaction des sujets dans le but d'estimer différentes variables neuromusculaires.

Plusieurs limitations subsistent. Tout d'abord, le modèle n'a été évalué que dans la direction AP. Cela est principalement dû à un manque de données dans la littérature expérimentale. En effet, il n'y a aucune restriction concernant le fait de perturber dans d'autres directions comme ont pu le montrer Koolen et al. (2012) dans leurs travaux sur un modèle similaire. Un ajustement des paramètres sera tout de même nécessaire pour les adapter à la direction de la perturbation. De la même façon, nous n'avons utilisé que des contacts coplanaires, mais nous pouvons envisager une extension à des contacts non coplanaires en se basant sur les travaux de Mansour et al. (2011)

D'autre part, dans ce chapitre, nous nous sommes focalisés sur la validation d'un premier modèle dans des cas de perturbations simples (*tether-release*). D'autres types de perturbations discrètes pourraient être envisagés, comme les glissades ou les trébuchements. Quelques ajustements des paramètres et du comportement de certaines réactions de rattrapage restent à développer pour prendre en compte ces différentes situations. Enfin il faudrait se pencher sur le cas des perturbations continues, comme les freinages dans les transports. Ce point sera l'objet du Chapitre 4

---

# **Chapitre 3 :**

## **Influence des différents paramètres d'une perturbation continue sur l'équilibre : approche expérimentale**

### Table des matières

1.	Introduction.....	62
2.	Etat de l'art sur l'influence des différents paramètres du profil temporel de perturbation sur l'équilibre.....	62
2.1	Peu de données exploitables.....	63
2.2	L'intensité de la perturbation n'est pas le seul descripteur .....	63
2.3	Influence de la durée .....	64
2.4	Influence du Jerk .....	65
2.5	Conclusion.....	67
3.	Expérimentations .....	67
3.1	Contexte .....	67
3.2	Objectifs .....	67
3.3	Matériel et méthode.....	67
3.4	Résultats .....	71
4.	Conclusions et perspectives .....	77

---



## 1. Introduction

---

Dans le chapitre précédent nous avons déterminé si un état (position et vitesse du CoM) peut être rattrapé ou non. Ce modèle a permis de prédire des seuils de rattrapage proche de seuils expérimentaux dans le cas de perturbations discrètes. Afin de représenter des situations plus réalistes (par exemple une situation dans les transports en commun) il serait intéressant de se pencher sur l'influence des perturbations continues sur le seuil de rattrapage. Dans ce chapitre, nous allons proposer un protocole expérimental permettant d'investiguer ce type de perturbation. Une rapide analyse de la littérature mettra en évidence le besoin de collecter de nouvelles données. Nous décrirons ensuite le protocole expérimental et nous terminerons par présenter les résultats mesurés.

## 2. Etat de l'art sur l'influence des différents paramètres du profil temporel de perturbation sur l'équilibre

---

Dans ce chapitre, nous allons nous concentrer sur des perturbations de l'équilibre continues mais uniques (cf. Définitions, Chapitre 1 p.13) excluant les études sur le confort vibratoire (Thuong and Griffin, 2012). Deux types de perturbation seront considérées : des accélérations de la surface d'appui ou des efforts externes appelés « pulls ». Enfin, nous choisirons des profils temporels de perturbation relativement simples (cf. Figure 23), définis par trois paramètres : l'intensité de la perturbation (valeur du plateau d'effort ou d'accélération), la durée de la perturbation (durée totale ou durée du plateau) et enfin la pente constante de montée jusqu'au plateau. Ce dernier paramètre sera dénommé Jerk dans la suite de ce chapitre bien que ce terme ne soit normalement approprié que dans le cas de l'accélération. Dans ce travail, nous ne considérerons pas le risque de chute induit par l'arrêt brutal de la perturbation à la fin du plateau.

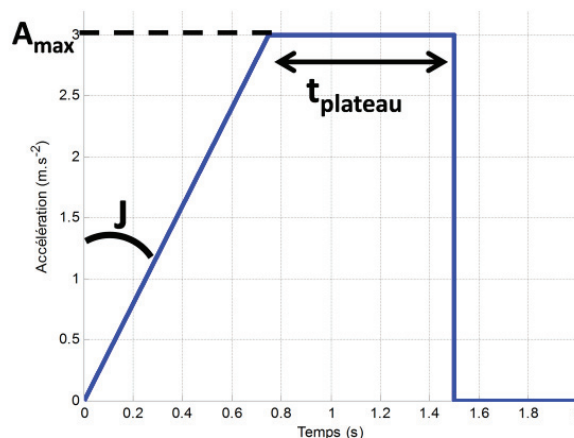


Figure 23 : Représentation d'un profil de perturbation unique avec les paramètres permettant de caractériser sont profil : le jerk (J), l'accélération maximale ou plateau d'accélération (A<sub>max</sub>) et la durée du plateau d'accélération (t<sub>plateau</sub>)

## 2.1 Peu de données exploitables

Une multitude de profils temporels de perturbation ont été utilisés pour étudier le maintien de l'équilibre chez l'humain. Cependant, deux principales difficultés rendent délicate l'exploitation de ces informations.

En premier lieu la description des perturbations utilisées est très souvent incomplète. Dans la plupart des études pionnières utilisant le paradigme du mouvement de plateforme pour étudier le rattrapage d'équilibre, les perturbations utilisées ne sont caractérisées que par le biais d'informations sur le déplacement total de la plateforme et/ou sur son pic de vitesse (Diener et al., 1988; Horak et al., 1989). Plus rarement le pic d'accélération de la plateforme est mentionné. En revanche, le profil temporel de l'accélération n'est quasiment jamais renseigné.

A cela s'ajoute le fait que, même si les perturbations sont correctement décrites, il n'existe quasiment pas d'étude qui s'intéresse directement à la question de l'influence des paramètres de la perturbation sur l'équilibre. En dehors de ces quelques rares études, la multiplicité des profils de perturbation utilisés fait qu'il est impossible de combiner les études entre elles et/ou d'isoler correctement l'effet des différents paramètres de la perturbation. Malgré ces difficultés, il est tout de même possible d'identifier un certain nombre d'éléments résumés dans les paragraphes suivants.

## 2.2 L'intensité de la perturbation n'est pas le seul descripteur

L'intensité de la perturbation seule n'est pas suffisante pour décrire l'influence d'une perturbation sur l'équilibre. Plusieurs paramètres définissant la forme du profil d'accélération jouent un rôle important sur la capacité des sujets à retrouver l'équilibre. Par exemple, si le profil d'accélération de la plateforme possède une phase de décélération pour arrêter le mouvement, celle-ci peut aider les sujets à retrouver l'équilibre (Bothner and Jensen, 2001; Carpenter et al., 2005; McIlroy and Maki, 1994; Tokuno et al., 2010). De même, en comparant les résultats de différentes études, ou d'une même étude utilisant plusieurs profils temporels, il apparaît très clairement que l'intensité de la perturbation n'est pas suffisante pour qualifier le déséquilibre induit.

Pour justifier cette affirmation nous pouvons citer deux exemples du laboratoire :

- Deux expérimentations avec deux profils de perturbation très différents ont été utilisées pour déterminer la capacité d'équilibration pour des situations de freinage dans les transports en commun (Robert et al., 2007; Verriest et al., 2010). Le premier profil est une sinusoïde de courte durée (Figure 24a, courbe bleue) et le deuxième, une rampe associée à un plateau d'accélération de plus longue durée (Figure 24a, courbe rouge). La comparaison des cinématiques de rattrapage engendrées par ces deux profils montre des excursions (distance d'arrêt) des sujets différentes. Avec le profil en sinusoïde tous les sujets arrivent à s'arrêter en un mètre tandis qu'avec le profil long cette distance passe entre 1.5m et 2m.

- La thèse de Romain Tisserand (Tisserand, 2015) utilise deux profils de perturbation : Un profil court mais intense (Figure 24b courbe bleue), et un profil long mais moins intense (Figure 24b rouge). Le jerk pour cette étude n'a pas été quantifié mais est assimilable à un jerk infini. Toutefois les résultats montrent qu'avec le profil de longue durée, la distance pour arrêter le CoM (i.e. revenir dans un état d'équilibre) est allongée et que les sujets ont tendance à faire plus de pas de rattrapage.

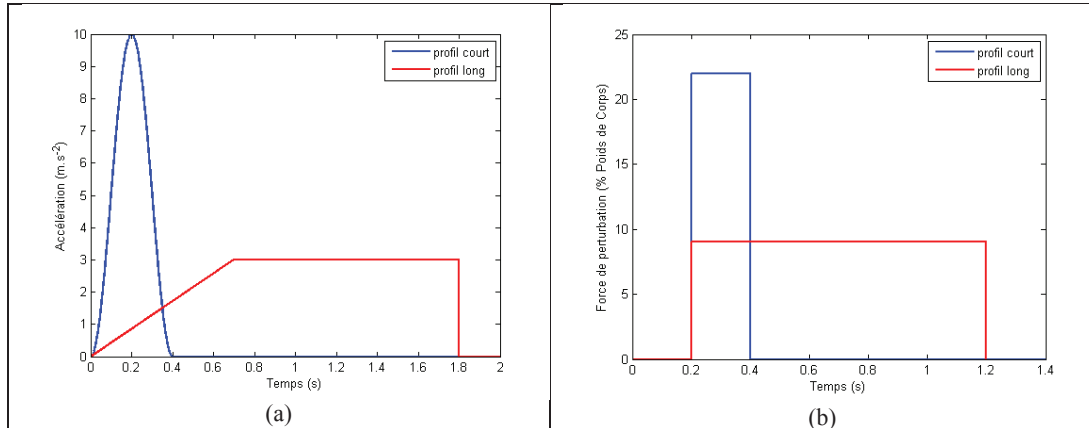


Figure 24 : Représentation des deux cas d'étude de laboratoire (a) Profils de perturbation type transport en communs pour le projet SAFETRAM en bleu et SAFEINTERIOR en rouge (b) Profils de perturbation waist-pull tirés de la thèse de Romain Tisserand (2015).

### 2.3 Influence de la durée

Le rattrapage d'équilibre est un phénomène complexe qui s'inscrit dans la durée avec par exemple le temps de préparation et de mise en œuvre de stratégies ou encore l'intégration des différentes informations sensorielles donnant des indications sur l'état de déséquilibre, etc... Lorsque la perturbation est continue, les informations sensorielles sont perçues à un instant  $\tau$  et les choix de rattrapage (par exemple : la réalisation d'un pas de telle longueur à tel instant) sont faits en fonction de ces informations. Ces actions peuvent être suffisantes pour revenir à un état d'équilibre à l'instant  $\tau + \Delta t$  à condition que la perturbation cesse. Elles peuvent en revanche être insuffisantes si la perturbation continue entre  $t$  et  $t + \Delta t$ . De façon intuitive, il est possible de supposer que plus la durée de la perturbation est grande plus le déséquilibre engendré sera important. A l'inverse, il est tout à fait possible de s'adapter à une perturbation constante de très grande durée. Un bon exemple est celui d'une personne que l'on pousse avec une force constante : plus on augmente la force de poussée; plus la personne va s'incliner pour contrer cet effort. La personne peut ainsi supporter des efforts de perturbation extrêmement importants. Cela permet de supposer que l'effet de la durée de perturbation sur le déséquilibre atteint un seuil pour les durées de perturbation importante.

Cependant, ces effets n'ont quasiment jamais été quantifiés. A notre connaissance, seule l'étude de Bariatsky (2013) s'intéresse à cette question. Les auteurs proposent d'évaluer l'influence de la durée de perturbation sur le seuil de rattrapage d'équilibre.

Dans cette expérimentation, 22 sujets jeunes (taille moyenne 1.74m ; poids moyen 70kg) ont été soumis à des sollicitations de type *waist-pull* (force appliquée à la taille) avec des profils de perturbations carrées dont le plateau de force appliquée et la durée sont variables (cf. Figure 25). La consigne donnée aux sujets était de « rétablir son équilibre suite à une perturbation vers l'avant, si possible sans faire de pas ». Cela permet aux auteurs d'évaluer l'effet de la durée de perturbation sur l'intensité de la perturbation qui nécessite de faire un pas de rattrapage (cf. Figure 25). Les résultats confirment ce que nous avons supposé auparavant, il y a bien une augmentation du déséquilibre avec la durée de perturbation avec un effet de seuil pour les durées importantes.

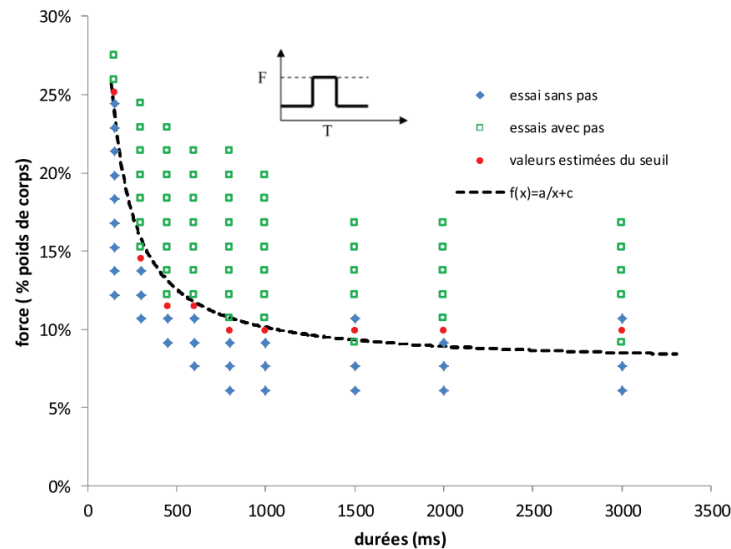


Figure 25 : Figure issue de Bariatsinsky (2013) avec l'ensemble des couples de perturbation – durées utilisés pour perturber l'équilibre des sujets. Ces perturbations sont supposées carrées ce qui signifie que le jerk est infini. La ligne pointillée délimite les perturbations rattrapables sans faire de pas (points bleus) des perturbations entraînant un pas de rattrapage (points verts).

Cet effet de seuil apparaît à partir d'environ 1 seconde de perturbation comme peut le montrer l'apparition de l'asymptote horizontale sur la Figure 25. Cependant, des limitations sont identifiées. D'une part, cette expérimentation n'autorise aucun pas de rattrapage alors que la possibilité de faire un pas augmente considérablement la possibilité de se rattraper (Maki and McIlroy, 1997). D'autre part, les auteurs se limitent à l'investigation de cet effet uniquement sur une population jeune.

## 2.4 Influence du Jerk

L'effet du Jerk (ou de la vitesse de variation de l'intensité de la perturbation) sur l'équilibre est connu de manière empirique. Par exemple, l'idée de limiter le Jerk afin de limiter le déséquilibre des personnes debout dans les transports est présente dans les normes régissant le freinage d'urgence des tramways (NF EN 13452-1). Cet effet sur le déséquilibre peut, en partie, être expliqué par le délai entre la perception de la perturbation et la mise en œuvre des réactions appropriées. Plus la perturbation varie rapidement, moins les réactions seront appropriées au moment où elles seront effectives.

Bien que cet effet empiriquement connu soulève des questions pratiques concrètes (le freinage des véhicules ferroviaires légers par exemple) très peu d'études s'attachent à le quantifier. Quelques études s'intéressent aux perturbations de types vibration (non-unique) et relient le confort perçu au Jerk et à l'accélération d'un véhicule (Huang and Wang, 2004). Ils montrent que le jerk seul n'est pas suffisant pour déterminer l'inconfort mais qu'il faut bien prendre en compte la valeur de l'accélération maximale ainsi que le temps d'exposition à la perturbation.

Concernant des perturbations uniques, nous n'avons trouvé que deux études pertinentes, les deux étant appliquées au domaine des transports. Powell et Palacín (2015) citent un rapport d'étude japonais datant de 2007 qui met en avant l'effet du jerk sur la capacité à rattraper son équilibre (Figure 26a) ou sur la gêne ressentie (Figure 26b). Plus le jerk augmente plus le nombre de participant n'ayant pas rattrapé leur équilibre est important, et plus la gêne est importante. Le même constat est fait pour l'intensité de l'accélération. Malheureusement, cet article n'est pas accessible et les détails de la perturbation utilisée sont manquants pour pouvoir l'évaluer.

Une autre étude plus ancienne et plus complète a été menée par De Graaf and Van Weperen (1997). Cette étude utilise des profils de perturbation (accélération de plateforme) proches de ceux retenus dans cette étude (cf. §1). Les auteurs montrent que pour une même intensité de perturbation, un jerk plus important entraîne une plus grande difficulté à conserver l'équilibre sans faire de pas. Toutefois, du fait de la consigne donnée (ne pas faire de pas de rattrapage) et de la définition très restrictive de la perte d'équilibre utilisée (dès que les sujets montraient des signes de déséquilibre tel qu'un mouvement du tronc ou des bras) les perturbations « seuils » restent relativement faibles et éloignées des perturbations réelles rencontrées dans les transports en commun. De plus, seul l'effet du Jerk a été évalué, sans prendre en compte l'effet du niveau d'accélération. Malgré ces limitations importantes, il s'agit, à notre connaissance, de l'étude la plus complète traitant de l'influence du jerk sur le rattrapage humain.

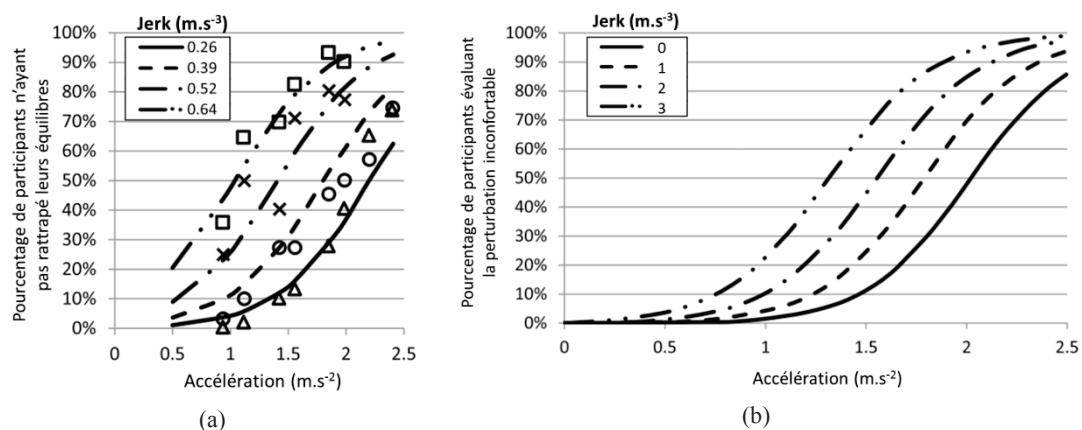


Figure 26 : Illustrations issues de l'article de Powell et Palacín (2015) qui citent deux rapports techniques japonais. (a) Représentation de l'effet du jerk et de l'accélération sur la capacité d'équilibration (b) Représentation de l'effet du jerk et de l'accélération sur l'inconfort perçu par les sujets.

## 2.5 Conclusion

Pour résumer nous avons très peu de données exploitables. Le peu d'études disponibles et pertinentes par rapport à notre problématique de perturbations continues permettent de constater une influence non négligeable des différents paramètres du profil de perturbation sur la capacité d'équilibration. Mais ces études n'investiguent que le rattrapage sans faire de pas alors que cette stratégie est prépondérante sur la capacité à revenir dans un état d'équilibre. Pour combler ce manque et pouvoir être en mesure de caractériser l'influence des paramètres d'une perturbation continue sur le rattrapage d'équilibre avec un pas de rattrapage nous allons proposer dans ce chapitre une collecte de données expérimentales.

## 3. Expérimentations

---

### 3.1 Contexte

Cette partie expérimentale est le résultat d'une collaboration avec Pascal CHABAUD (Maitre de Conférences à l'Université de Lyon 1). Le travail expérimental a été réalisé en partie par Kean KOUA-KOUA lors de son stage de L3. L'ensemble des mesures présentées ici ont été réalisées sur la plateforme expérimentale d'analyse du mouvement du LBMC, située au sein de la Faculté de Médecine Lyon Sud – Charles Mérieux, de l'Université Lyon 1. Le protocole expérimental était découpé en deux blocs distincts. Un premier bloc qui avait pour objectif de déterminer l'influence des afférences sensorielles (i.e. visuel et proprioceptif) sur le seuil de rattrapage sans faire de pas. Les perturbations '*waist-pull*' subies par le sujet étaient alors de faibles intensités (i.e.  $\sim 10\%$  du poids de corps) et de durées assez courte (i.e. 500ms). Le deuxième bloc, consacré à l'effet du profil temporel de perturbation est rapporté dans ce chapitre.

### 3.2 Objectifs

A travers cette expérimentation nous cherchons à obtenir des données sur l'influence du profil temporel de perturbation sur : 1°/ le seuil de rattrapage d'équilibre ; 2°/ le ressenti du déséquilibre induit par la perturbation.

Nous allons travailler à partir d'une perturbation continue mais simple à caractériser avec seulement trois paramètres : le jerk, la valeur du plateau de perturbation et la durée de ce plateau. Nous choisissons de ne pas étudier l'effet de la durée de perturbation sur le seuil et de nous concentrer uniquement sur l'effet du Jerk et de la valeur du plateau de perturbation. D'après les observations de la littérature expérimentale (Bariatinsky, 2013) cette durée devra donc être supérieure à 1 seconde

### 3.3 Matériel et méthode

#### 3.3.1 Population étudiée

L'étude a été menée sur un groupe de 13 personnes (8 hommes et 5 femmes ; âge moyen  $23 \pm 1$  ans) en bonne santé et ne présentant aucun trouble de l'équilibre. Les

caractéristiques anthropométriques se résument à une taille moyenne de  $1.72\text{m} \pm 0.11$  et une masse de  $67\text{kg} \pm 18.3$  pour l'ensemble des sujets (Tableau 8).

Sexe (nb de sujet)	Âge	Taille (cm)	Masse (kg)
Femme (5)	$22 \pm 0.8$	$1.62 \pm 0.06$	$54.3 \pm 11$
Homme (8)	$23 \pm 1.4$	$1.77 \pm 0.08$	$70.4 \pm 14$

Tableau 8 : Table anthropométrique des sujets inclus dans l'étude.

### 3.3.2 Perturbations utilisées

Nous choisissons le paradigme du *waist-pull* pour nous affranchir des effets re-stabilisateurs identifiés dans la littérature expérimentale utilisant des perturbations par accélération de plateforme (cf. §2.2).

La force de perturbation est appliquée à la taille des sujets par un servomoteur (Kollmorgen AKM52K, AC, CNR). Ce moteur a préalablement été testé et a montré une grande efficacité en termes de reproductibilité et de précision pour les profils que nous souhaitons appliquer (Figure 27b ; cf. Annexe A2). Chaque sujet est équipé d'un harnais relié au moteur par l'intermédiaire d'une corde statique. Vingt perturbations différentes, associant quatre jerks ( $2, 4, 8$  et  $16\text{m.s}^{-3}$ ) à 5 plateaux d'effort ( $30, 35, 40, 45$  et  $50\%$  du Poids de Corps (PdC)), sont appliquées au niveau de la taille de chaque sujet. La durée du plateau est également constante (i.e.  $t_{\text{plateau}} = 2$  s) quel que soit l'essai. Cette durée est estimée suffisante pour ne pas influencer la possibilité de rattrapage. D'autre part, à la fin de  $t_{\text{plateau}}$ , le profil est coupé progressivement avec un jerk de sorti faible (i.e.  $1\text{m.s}^{-3}$ ). Ce retour à 0 progressif permet au sujet de ne pas être déséquilibré trop brusquement vers l'arrière et n'a pas d'influence sur la phase de rattrapage. La Figure 27a représente l'ensemble du profil de perturbation décrit ci-dessus.

Chaque série de 20 perturbations est répétée 3 fois. A l'intérieur de chaque série les perturbations sont présentées dans un ordre aléatoire.

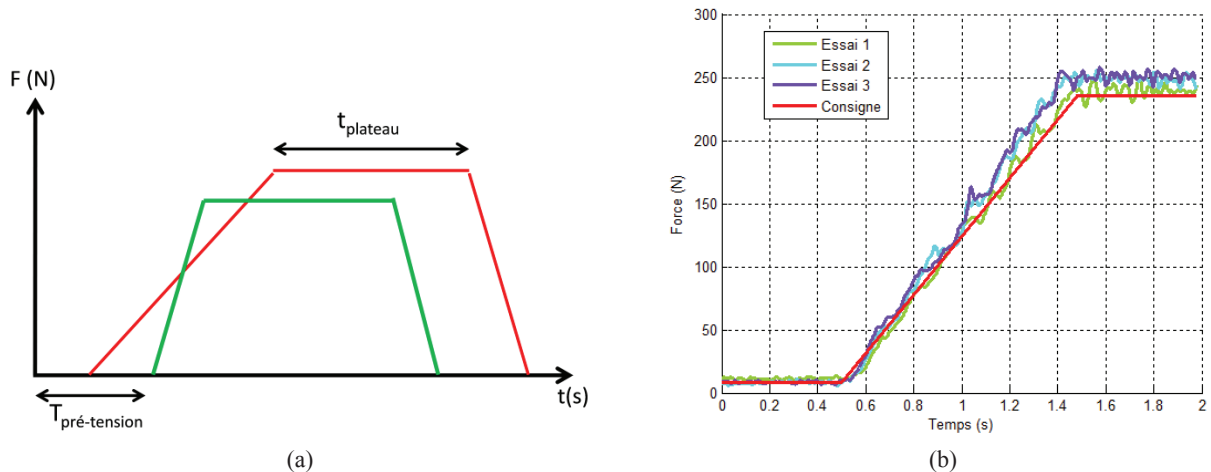


Figure 27 : (a) Exemples de deux profils de perturbation idéaux appliqués au niveau de la taille des sujets. Chaque profil est lancé après une période aléatoire ( $t_{\text{pré-tension}}$ ) et le plateau d'effort a une durée de fixe de 2 secondes ( $t_{\text{plateau}}$ ). (b) Représentation de l'effort mesuré pour trois essais à 40% du PdC d'un sujet (i.e. 232N) pour un jerk de  $4\text{m.s}^{-3}$ . Le signal de consigne correspondant au cas idéal de perturbation est représenté par la courbe rouge.



### 3.3.3 Déroulement des essais

Avant chaque perturbation, le sujet se tient dans une posture initiale debout, face à la perturbation, les bras le long du corps, les pieds écartés à largeur des hanches et dans un état détendu pour éviter toute posture anticipatoire aidant au rattrapage (Figure 29). La position de la base de support lors du premier essai est marquée au sol et est utilisée dans la suite de l'expérimentation.

Une pré-tension est alors appliquée au sujet. La valeur de cette pré-tension (2.5 % du PdC) est choisie pour être suffisamment faible pour ne pas perturber l'équilibre statique de la position initiale, mais suffisamment forte pour tendre la corde et appliquer l'effort sans effets parasites.

Le déclenchement de la perturbation est réalisé après une durée aléatoire ( $t_{\text{prétention}}$ ) comprise entre 1 et 10 secondes afin de garder un effet de surprise et éviter l'anticipation qui modifierait le déclenchement des réactions (Figure 27(a)). Au début de l'expérimentation, une première session de 8 perturbations permet aux sujets de tester le panel des différents jerks et plateaux d'effort auxquels ils seront soumis. L'objectif de cette session est de faire en sorte que les sujets intègrent les différentes perturbations qui leurs seront appliquées pour : 1°/ qu'ils soient au maximum de leurs performance de rattrapage de l'équilibre ; 2°/ qu'ils puissent évaluer correctement le ressenti (cf. § 3.3.6).

### 3.3.4 Sécurité des participants

Le protocole fait partie d'une grande campagne expérimentale menée au sein du laboratoire (Tisserand, 2015). Il a été approuvé par le Comité de Protection des Personnes (CPP) « Sud-Est Lyon III ». Il a également été soumis pour évaluation à l'Agence Nationale de la Santé et du Médicament (ANSM). Une déclaration à la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL) a été faite, en raison de l'informatisation de dossiers personnels concernant les sujets. Enfin, ce protocole a été conduit conformément aux Bonnes Pratiques Cliniques françaises et européennes, à la déclaration d'Helsinki dans sa dernière version (Edimbourg 2000 – Tokyo 2004 – Séoul 2008) ainsi qu'aux recommandations de *l'International Conference on Harmonisation Guideline for Good Clinical Practice*.

Pour assurer la sécurité des participants, chaque volontaire est équipé d'un harnais attaché au plafond les empêchant de mettre un genou à terre en cas de chute. De plus, le moteur a un arrêt d'urgence automatique basé sur un déplacement du centre de masse trop important. Ces deux systèmes de sécurité n'ont pas d'influence sur la phase de rattrapage étudiée. L'arrêt brusque de la perturbation peut créer un déséquilibre vers l'arrière pénible et dangereux pour les sujets. Afin de limiter cet effet, un jerk est appliqué en fin de perturbation (cf. §3.3.2). Cette particularité n'a également pas d'influence sur la phase de rattrapage étudiée.

### 3.3.5 Consigne : Seuil de perturbation

Durant les pré-manipulations nous nous sommes rendu compte que la recherche de seuil de rattrapage (i.e. la chute) nécessitait des perturbations beaucoup trop importantes et donc beaucoup trop dangereuses pour les sujets potentiels. Afin de pouvoir investiguer ce seuil et respecter la sécurité des volontaires nous avons limité la longueur du pas



maximal à 30% de la hauteur du sujet. Dans l'optique de comparer les résultats expérimentaux avec notre modèle, nous avons porté une attention particulière sur l'encouragement des sujets à respecter la consigne. De cette manière les réactions employées étaient au plus proche de ce que le modèle utilise pour revenir dans un état d'équilibre.

La consigne donnée aux sujets était la suivante : « *Vous allez subir une perturbation de l'équilibre vers l'avant, vous devez y réagir le plus rapidement et le plus fort possible afin de rétablir votre équilibre sans dépasser ou marcher sur la ligne au sol* ».

### 3.3.6 Consigne : Evaluation du ressenti

Une fois que la perturbation est terminée et que le sujet a fini de réagir, la question suivante lui est posée : « *Quel est le niveau de déséquilibre induit par la perturbation ?* ». Pour y répondre, il a à sa disposition une échelle de notation appelée « *Category Partitioning Scale (CP50)* » (Figure 28).

Cette échelle est habituellement utilisée en médecine pour donner une évaluation de l'intensité de la douleur. Cette échelle de notation a également montré une bonne reproductibilité des notations ainsi qu'une clarté et une précision des évaluations pour l'estimation de l'inconfort (Shen and Parsons, 1997).

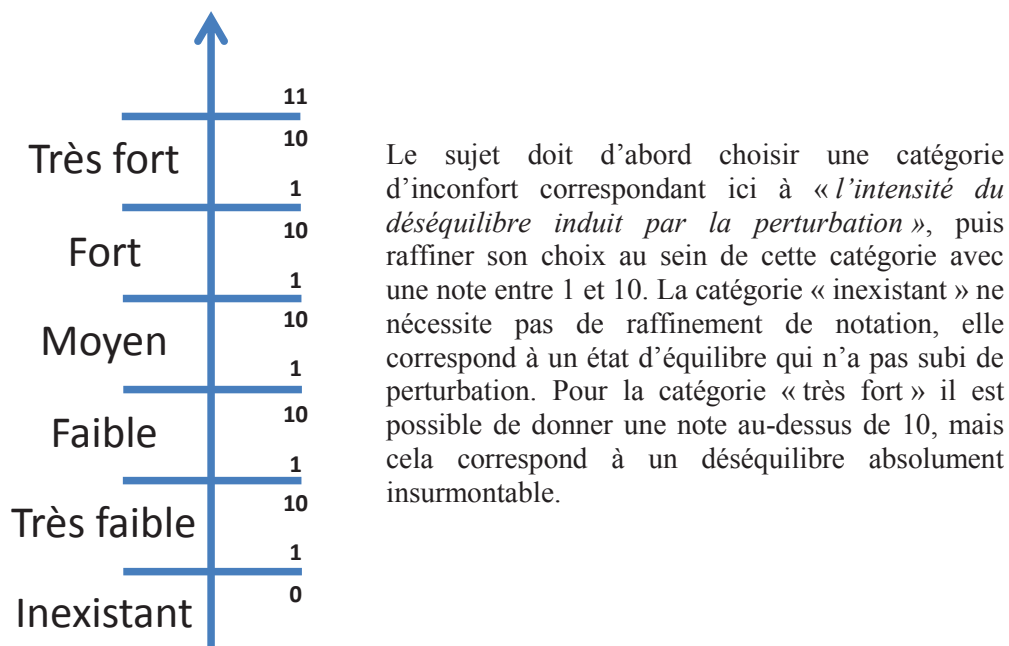


Figure 28 : Echelle de notation *Category Partitioning Scale (CP50)* à gauche et la consigne donnée au sujet à droite pour permettre la notation du ressenti de l'intensité du déséquilibre induit par la perturbation.

### 3.3.7 Instrument de mesure

Le sujet se tient dans sa position initiale sur deux plateformes de force (Bertec®, OH, USA). Deux autres plateformes de force sont situées à l'endroit du pas de rattrapage contraint en longueur. Un capteur d'effort est placé entre la corde statique qui relie le

moteur et la taille du sujet (LCM 300 – 115 kg) afin d'acquérir le signal réel de la perturbation appliquée à la taille du sujet. Ces instruments de mesure ont une fréquence d'acquisition de 1000Hz et sont synchronisés dans le but de déterminer les différentes variables temporelles liées au rattrapage (Temps de réaction, temps de préparation du pas, temps de pose du pas). Le respect de la consigne est estimé visuellement par l'opérateur pour chaque essai.

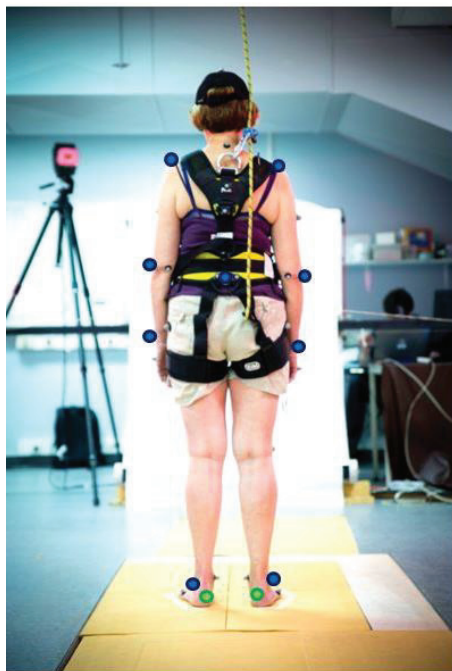


Figure 29 : Posture initiale du sujet avant l'application de la perturbation

Nous avons également enregistré la cinématique du rattrapage de chaque sujet grâce à un système optoélectronique de capture du mouvement (Motion Analysis®, Santa Rosa, CA, USA). Ce système est composé de huit caméras Eagle® et sa fréquence d'acquisition est de 100 Hz.

13 marqueurs (Tableau 9) sont disposés sur des points anatomiques par un seul expérimentateur afin de limiter la variabilité inter-opérateur au niveau de leurs positionnements.

L'ensemble des données concernant la cinématique du rattrapage ne seront pas utilisées dans cette thèse. Elles feront prochainement l'objet d'une étude à part entière.

Segment	Marqueurs utilisés	Total
TTB (Tête + Thorax + Bassin)	Acromions droit et gauche	5
	Epines Iliques Antérieures	
	Centre des Epines Iliques Postérieures	
Bras (x 2)	Epicondyle latéral	1 (x 2)
Avant-bras + main (x 2)	Styloïde radial	1 (x 2)
Cuisse (x 2)	Epicondyle fémoral latéral	1 (x 2)
Jambe + pied (x 2)	Malléole latérale	1 (x 2)
TOTAL		13

Tableau 9 : Localisation, noms et nombre des différents marqueurs anatomiques utilisés lors de la capture du mouvement.

## 3.4 Résultats

### 3.4.1 Effet d'apprentissage au cours des essais

Les résultats montrent un effet d'apprentissage au cours des essais malgré les 8 perturbations de mise en condition au début de l'expérimentation. La moyenne du pourcentage de réussite sur la 1<sup>ère</sup> série est de 48% des essais tandis que sur la 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> série les essais réussis passent respectivement à 62% et 60% (Tableau 10). Le test de

student (ou t-test) permet de comparer les moyennes des séries deux à deux, une option de ce test permet de prendre en compte l'appariement des données qui correspond à la variabilité intra-sujet au cours des essais. Ce test montre que la 1<sup>ère</sup> série et la 2<sup>ème</sup> série sont significativement différentes ( $p_{\text{value}} < 0.001$ ), ainsi que la 1<sup>ère</sup> série et la 3<sup>ème</sup> série ( $p_{\text{value}} < 0.05$ ) et aucune différence significative entre la 2<sup>ème</sup> et la 3<sup>ème</sup> série ( $p_{\text{value}} = 0.3$ ).

Ces résultats montrent qu'au cours des essais, les sujets comprennent mieux les perturbations qui leurs sont appliquées et y répondent mieux de manière à respecter la consigne (i.e. longueur du pas limitée). Cet effet d'apprentissage a déjà été constaté dans d'autres conditions de perturbation (Pavol and Pai, 2002). De la même façon l'ensemble des sujets semblent mieux évaluer les perturbations et mieux les classer entre elles au fur et à mesure des différentes séries. Cet effet est évalué visuellement sur l'ensemble des sujets comme peut le montrer la Figure 30. Par interpolation des données il est possible de voir que l'évaluation de la 1<sup>ère</sup> série classe une majorité des perturbations comme très inconfortables (zone rouge). A l'inverse, les résultats de la 3<sup>ème</sup> série montrent une répartition plus graduelle selon le jerk et aussi l'effort de perturbation.

Sujet	Réussite des essais (%)		
	1 <sup>ère</sup> série	2 <sup>ème</sup> série	3 <sup>ème</sup> série
01	55	75	85
02	30	50	45
03	15	40	45
04	55	60	45
05	55	65	65
06	65	70	60
07	20	35	25
08	50	70	75
09	55	70	70
10	70	90	70
11	40	60	65
12	60	65	70
13	60	60	55
<b>Moyenne</b>	<b>48 ± 17<sup>(1***), (2*)</sup></b>	<b>62 ± 15<sup>(1***)</sup></b>	<b>60 ± 17<sup>(2*)</sup></b>

Tableau 10 : Résultats du pourcentage d'essais réussis (longueur maximale du pas respectée) pour les 3 séries de répétition. <sup>(1\*\*\*), (2\*)</sup> Valeurs moyennes significativement différentes entre elles avec \* $p_{\text{value}} < 0.05$ , \*\*  $p_{\text{value}} < 0.01$  et \*\*\*  $p_{\text{value}} < 0.001$ .

**En conclusion :** la 2<sup>ème</sup> et la 3<sup>ème</sup> série apparaissent être les plus pertinentes pour la comparaison avec le modèle proposé dans ce chapitre. Comme le montre l'analyse statistique, les sujets sont au maximum de leurs performances, ils connaissent les perturbations qui leurs sont appliquées et peuvent en conséquence donner la réponse la plus performante ainsi que l'évaluation la plus correcte. Pour rester cohérent avec la modélisation de ce chapitre, nous focaliserons nos résultats et nos observations uniquement sur la 2<sup>ème</sup> et la 3<sup>ème</sup> série d'essais.

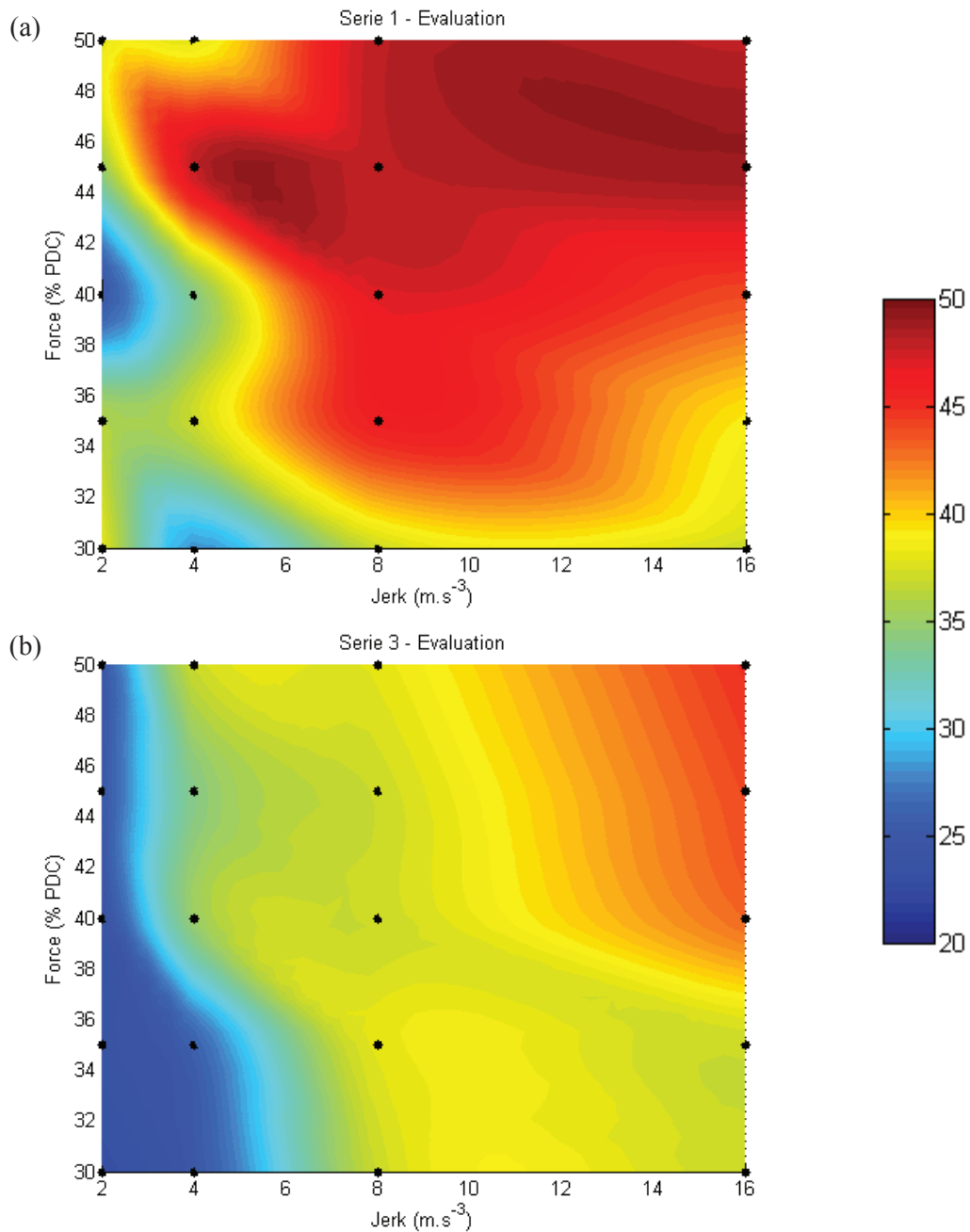


Figure 30 : Interpolation de l'évaluation CP50 donné par le sujet 01 pour l'ensemble des perturbations (a) de la première série et (b) de la troisième série. Les points noirs représentent les valeurs d'évaluation de l'inconfort relevées expérimentalement à partir desquels est faite l'interpolation.

#### 3.4.2 Seuil de perturbation

Le seuil de perturbation est défini comme la perturbation pour laquelle les sujets ont 50% de chance de maintenir leur équilibre tout en respectant la contrainte sur la longueur du pas.

Une régression logistique multivariée permet d'estimer l'effet des variables continues de jerk (J), de force maximale ( $F_{\max}$ ) et de l'interaction de ces deux variables sur la variable binaire décrivant la réussite (0) ou l'échec (1) du respect de la consigne (Figure 31).

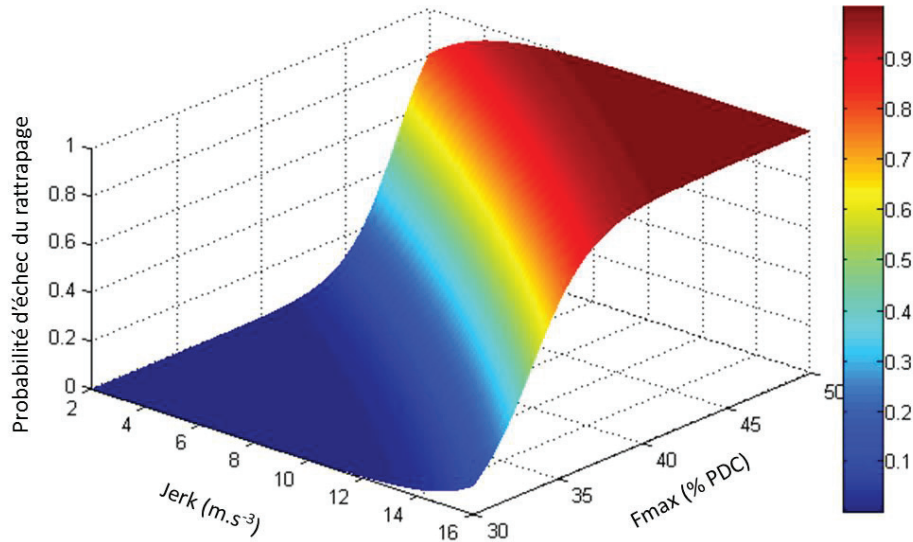


Figure 31 : Résultat de la réussite de la consigne selon la régression logistique, une valeur de 0 indique un rattrapage possible pour les sujets testés tandis que 1 représente un rattrapage impossible.

Les résultats de la régression logistique montrent que J et  $F_{\max}$  ont un effet significatif sur le seuil de rattrapage en 1 pas limité en longueur (Tableau 11). Les odds ratios renvoyés par la régression logistique permettent de connaître la dépendance de notre variable à expliquer (ici le seuil de rattrapage) qui est binaire par rapport à nos variables continues (Jerk et  $F_{\max}$ ). J et  $F_{\max}$  ont un odds ratio assez proche avec respectivement 1.56 et 1.37. Cela peut se traduire par le fait qu'une augmentation du jerk (resp. de  $F_{\max}$ ) d'une unité multiplie par 1.6 (resp. 1.4) le risque de ne pas pouvoir se rattraper avec un pas limité en longueur.

Régression logistique multivariée				
	Coefficient	p-value	Significativité	Odds Ratio
Intercept	-15.686	$6.10^{-15}$	***	$2.10^{-7}$
Jerk	0.448	0.009	**	1.56
$F_{\max}$	0.315	$2.10^{-12}$	***	1.37
Jerk* $F_{\max}$	-0.004	0.38	-	0.99

Tableau 11 : Résultats de la régression linéaire multivariée sur le seuil de rattrapage en un pas limité en longueur.

En conclusion, nous retrouvons bien l'effet identifié au §2.4 du jerk et du plateau de perturbation sur le seuil de perturbation rattrapable en un pas de longueur limité. Ces deux variables ont un effet dissocié sur le seuil de rattrapage. Il nous est possible de réellement quantifier l'influence de chacun de ces paramètres. L'augmentation de  $1\text{m.s}^3$  entraîne une augmentation de la probabilité de chute de 60% dans le cas d'un rattrapage

limité. De la même façon, si la valeur du plateau est augmentée de 1% du PDC, la probabilité de chuter est augmentée de 40%.

### 3.4.3 Ressenti de la perturbation

- Ressentis « bruts »

La Figure 32 présente les résultats de la moyenne des évaluations de la difficulté à rattraper son équilibre selon l'échelle de notation CP50 ( $I_{CP50}$ ) pour l'ensemble des deux séries de perturbation. Un effet du jerk ainsi qu'un effet de l'effort de perturbation est visible sur le ressenti des sujets.

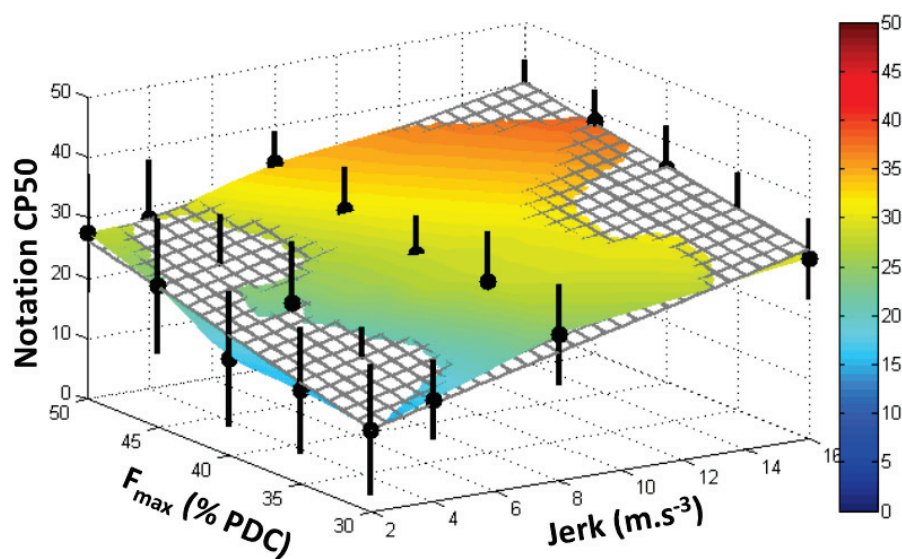


Figure 32 : Interpolation linéaire moyenne des évaluations des perturbations appliquées de la 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> séries de données par l'ensemble des sujets (Cartographie couleur) avec les résultats moyens (points noirs) et leurs écarts types (ligne noires) en comparaison avec la surface prédite grâce à la régression linéaire définie en équation 2 (Maillage gris).

Une analyse de la variance a été effectuée sur la variable difficulté à rattraper son équilibre ( $I_{CP50}$ ) incluant les facteurs Jerk (J) et Force maximale (Fmax) ainsi que l'effet d'interaction de ces deux paramètres (Tableau 12).

Analyse de la variance			
	Coefficient	p-value	Significativité
Jerk	1.65	$3.10^{-5}$	***
F <sub>max</sub>	0.66	$1.10^{-12}$	***
Jerk*F <sub>max</sub>	-0.01	0.17	-

Tableau 12 : Analyse de la variance des paramètres J et Fmax sur l'évaluation donnée par les sujet via l'échelle de notation CP50.

Les résultats de cette analyse montrent un effet significatif du jerk et de  $F_{\max}$  sur le ressenti de la perturbation. L'effet d'interaction des deux paramètres n'est pas significatif.

Le modèle linéaire correspondant est indiqué dans l'équation 10. Ce modèle est significatif ( $p_{\text{value}} < 0.01$ ) et son coefficient de détermination  $R^2$  raisonnable ( $R^2 = 0.55$ ). Il est probable que cette valeur soit limitée par la forte variabilité inter et intra individuelle dans l'évaluation du ressenti.

$$I_{CP50} = -8.4 + 1.65 * J + 0.66 * F_{\max} \quad (10)$$

- Ressentis « normalisés »

Afin de limiter les effets de la variabilité interindividuelle, l'évaluation de chaque sujet est normalisée par rapport à la variation des notations qu'il a données sur l'ensemble des deux séries de perturbation. De cette façon, nous considérons que la plus faible évaluation ( $Eval_{CP50\min}$ ) d'un sujet correspond à un 0% d'inconfort et la plus grande de ses évaluations ( $Eval_{CP50\max}$ ) à 100% d'inconfort (Equation 11).

$$I_{CPnorm} = \frac{I_{CP50} - Eval_{CP50\min}}{Eval_{CP50\max} - Eval_{CP50\min}} \quad (11)$$

Les résultats correspondant à cette normalisation sont tracés sur la Figure 6.

Pour ce nouvel indice de difficulté normalisée à rattraper son équilibre ( $I_{CPnorm}$ ) l'analyse de la variance renvoie bien la même significativité du modèle et des paramètres, toutefois un effet d'interaction significative des deux paramètres est apparu (Tableau 13). Une régression linéaire multivariée nous permet également de déterminer l'équation 12 de la surface permettant d'estimer  $I_{FS\%}$  en fonction des paramètres de la perturbation (Figure 33).

Analyse de la variance			
	Coefficient	p-value	Significativité
Jerk	5.13	$1.6 \cdot 10^{-8}$	***
$F_{\max}$	2.02	$1.6 \cdot 10^{-21}$	***
Jerk* $F_{\max}$	-0.05	0.03	*

**Tableau 13 : Analyse de la variance des paramètres J et  $F_{\max}$  sur l'évaluation donnée par les sujets via l'échelle de notation CP50 normalisée.**

$$I_{CPnorm} = -52.4 + 5.1 * \text{Jerk} + 2 * F_{\max} - 0.05 * \text{Jerk} * F_{\max} \quad (12)$$



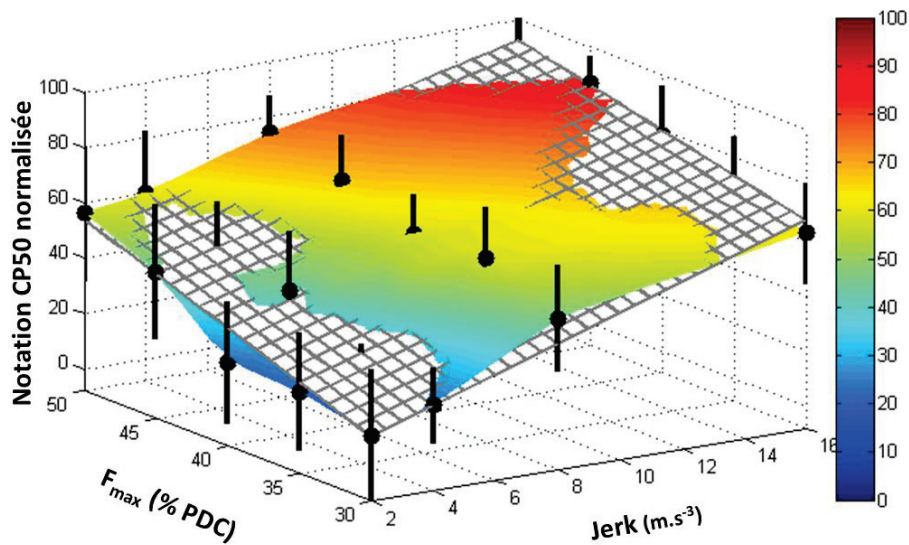


Figure 33 : La surface pleine non maillée représente l'interpolation linéaire des résultats expérimentaux (points noirs) normalisés sur une échelle 0-100%. La surface transparente maillée représente l'évaluation de la difficulté à rattraper son équilibre (FS%) renvoyé par le modèle.

Le coefficient de détermination de ce nouveau modèle ( $R^2=0.55$ ) est identique à celui du modèle basé sur les ressentis « bruts » ( $I_{CP50}$ ). Au vu de la Figure 11 et de ce résultat, nous pouvons conclure sur le fait : 1°/ que ce modèle linéaire permet d'expliquer correctement le ressenti moyen des sujets ; 2°/ mais que la variabilité intra-individuelle dans l'évaluation du ressenti par les sujets reste relativement importante, c'est-à-dire que l'évaluation faite par les sujets n'est pas très répétable.

## 4. Conclusions et perspectives

---

Dans ce chapitre nous nous sommes intéressés à évaluer l'influence des différents paramètres d'une perturbation continue sur l'équilibre. En particulier, face au peu d'information disponible, nous avons proposé une expérimentation permettant de mettre en avant l'influence du jerk sur la capacité d'équilibration et sur le déséquilibre ressenti par les sujets. Les résultats montrent que le jerk a une influence significative sur ces deux variables, à un niveau sensiblement équivalent à celui de l'intensité de la perturbation ( $F_{max}$  dans cette étude). Ces résultats confirment la nécessité de caractériser de façon complète les profils de perturbation continue utilisés dans l'étude du maintien de l'équilibre humain.

Les résultats de cette étude expérimentale sont cohérents avec les résultats des quelques études existantes sur le sujet (De Graaf and Van Weperen, 1997; Powell and Palacín, 2015). Cette étude apporte néanmoins une quantification de l'influence du Jerk sur la capacité à maintenir son équilibre et sur le déséquilibre ressenti, et ce pour des perturbations importantes et relativement longues.

Il reste cependant des limitations. Pour commencer, nous avons utilisé uniquement une population jeune pour évaluer le seuil et le ressenti. En ce qui concerne l'élargissement du



protocole à des personnes âgées, il faudrait certainement revoir à la baisse les perturbations appliquées car elles sont tout de même assez importantes. Ensuite, sous avons contraint la longueur de pas pour accéder au seuil de rattrapage sans utiliser de perturbations trop importantes. Malgré cette limitation nous pouvons supposer que l'influence des paramètres sur le seuil et sur le ressenti serait identique dans le cas d'un pas non contraint.

Pour vérifier cette supposition, il est possible d'utiliser un modèle capable d'estimer le seuil de rattrapage en un pas et préalablement validé par rapport aux données expérimentales disponibles. De cette façon, nous serions en mesure de prédire l'influence du profil de perturbation sur la possibilité de se rattraper ou non sans avoir recours à d'autres expérimentations assez difficiles physiquement parlant

---

# Chapitre 4 :

## Un modèle pour estimer la possibilité et la difficulté du rattrapage d'équilibre pour des perturbations continue

### Table des matières

1.	Introduction .....	80
2.	Modélisation.....	80
2.1	Modèle mécanique .....	80
2.2	Utilisation des réactions de rattrapage et paramétrage du modèle .....	81
2.3	Modélisation du pas de rattrapage .....	81
2.4	Estimation de la possibilité de rattraper son équilibre.....	82
2.5	Estimation de la difficulté à rattraper son équilibre. ....	83
3.	Evaluation du modèle .....	83
3.1	Seuil de rattrapage en 0 pas .....	83
3.2	Seuil et difficulté de rattrapage en 1 pas : effet du jerk.....	86
3.3	Conclusion.....	88
4.	Application aux freinages d'urgence dans les transports en commun ...	89
4.1	Contexte .....	89
4.2	Influence d'une modification du Jerk seul sur le risque de chute .....	92
4.3	Influence d'une modification du Jerk à distance d'arrêt constante .....	95
4.4	Discussion .....	97
5.	Limitations et perspectives .....	98

---

## 1. Introduction

---

Dans le chapitre 2 nous avons proposé un outil numérique utilisant le principe du XCoM pour définir les seuils de rattrapage d'équilibre dans des cas de perturbations discrètes. Ces seuils étaient donc exprimés sous forme d'états (position et vitesse) du CoM. La comparaison avec la littérature a permis de valider le fonctionnement du modèle proposé pour ces cas simples.

Cependant, ces perturbations sont peu représentatives des cas de déséquilibre qui sont rencontrés dans la vie de tous les jours. Dans le but d'obtenir un modèle plus réaliste et surtout capable d'estimer le risque de chute dans des situations de la vie quotidienne, nous nous pencherons dans ce chapitre sur le cas des perturbations variables mais uniques (cf. Chapitre 1, Définitions).

Ce chapitre se découpe en deux grandes parties : 1°/ La proposition d'un modèle permettant d'évaluer une étude conceptuelle de l'influence des paramètres du profil de perturbation sur le rattrapage d'équilibre et son évaluation sur les données expérimentales recueillies au Chapitre 3 ; 2°/ une application concrète aux cas des freinages d'urgence dans le tramway définis par la norme NF - EN 13452-1.

## 2. Modélisation

---

### 2.1 Modèle mécanique

Le modèle mécanique est proche du modèle en pendule inversé précédemment proposé. Des différences interviennent au niveau de l'expression de l'équation du mouvement qui inclut des termes supplémentaires reliés aux efforts engendrés par l'accélération de la plateforme ( $x_{pf}$ ) sur laquelle repose le pendule inversé et par la force appliquée au centre de masse ( $F_e$ ) (Figure 34). L'expression de l'accélération angulaire du pendule est donc définie par l'équation 20.

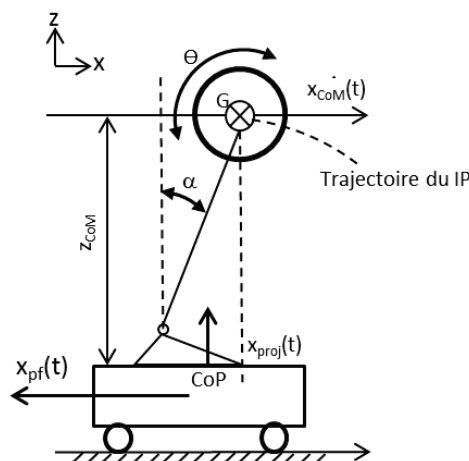


Figure 34 : Modèle mécanique auquel il est ajouté une plateforme mobile qui peut être accélérée ( $x_{pf}$ ) ainsi qu'une force à la taille modélisée par une force horizontale ( $F_e$ ) appliquée au centre de masse. Nous faisons l'hypothèse qu'il n'y a pas de glissement entre le pied et le sol.

Dans le repère de la plateforme :

$$ml^2\ddot{\alpha}(t) = mgl \sin \alpha(t) - mgX_{CoP} - I\ddot{\theta}(t) + z_{CoM}(t)(mx_{pf}''(t) + F_{ext}(t)) \quad (13)$$

## 2.2 Utilisation des réactions de rattrapage et paramétrage du modèle

L'utilisation des stratégies de rattrapage ainsi que leurs timings de déclenchement est identique à ce qui a été décrit dans le chapitre précédent (Tableau 15).

	Jeunes *	Âgés *	Références
Temps de réaction (ms)	70 (56 - 78)	80(71 - 85)	Thelen et al. 1997;
Temps de préparation du pas (ms)	160 (129 - 200)	180 (135 - 225)	Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007;
Accélération max du pied (m/s <sup>2</sup> )	165 (100 - 239)	145 (104 - 205)	Moglo et Smeesters, 2006.
Longueur du pas max (% Hauteur sujet)	65 (63 - 69)	55 (52- 66)	King et al. 1994
Base de support fonctionnelle (% BoS)	60	42	Aftab et al. 2012
Inertie du volant (kg.m <sup>2</sup> )	8	8	
Couple maximal du volant (N.m)	150	150	
Rotation maximale du volant (rad)	$\pi/4$	$\pi/4$	
Angle d'inclinaison max du CoM (rad)	$\pi/3$	$\pi/3$	-

**Tableau 14 : Récapitulatif du paramétrage restrictif du modèle proposé.** \*Quand elles sont indiquées, les valeurs entre parenthèses représentent l'écart type des valeurs moyennes obtenues dans les trois études expérimentales.

Seul le temps de réaction sera adapté à partir d'une étude qui se focalise sur la mesure de ce paramètre dans le cas de perturbations de plateformes (Müller and Redfern, 2004). Les résultats de cette étude expérimentale confirment ce qui a été mesuré dans d'autres expérimentations utilisant des perturbations de plateforme (Maki and McIlroy, 2006; McIlroy and Maki, 1996; Robert, 2006; Runge et al., 1999; Szturm and Fallang, 1998) : le temps de réaction apparait être plus long que ce qui a été relevé dans les études en *tether-release*. Ceci peut s'expliquer par le fait que lors d'une perturbation de plateforme ou *waist-pull* la position initiale du sujet n'est pas « *instable* », il se tient simplement debout. Cet état non perturbé à l'instant du déclenchement de la perturbation peut augmenter le temps de perception de l'état de déséquilibre. Conformément à l'étude de Müller and Redfern, (2004), un temps de réaction de 150 ms est donc retenu dans ce chapitre pour les jeunes et pour les âgés.

## 2.3 Modélisation du pas de rattrapage

Contrairement au travail présenté au Chapitre 2, le pas de rattrapage est ici explicitement modélisé (cf. §2.4). Cette modélisation repose sur l'hypothèse choisie à la fin du Chapitre 2 (cf. Chapitre 2 §4.2).

Avant le pas de rattrapage le pendule évolue comme un pendule inversé (IP) autour de la cheville initiale. Lorsque le pas est posé au sol, le CoP est instantanément transféré à l'extrémité de la BoS. La stratégie de hanche continue d'être utilisée même si elle n'est pas terminée lorsque le pas vient d'être posé. Le pendule évolue linéairement (LIP) autour de la cheville de rattrapage. L'impact du pied au sol est modélisé par un transfert

de la vitesse horizontale entre les deux modèles. La vitesse du CoM juste après est simplement obtenue par la relation :  $\vec{V}_{2x} = \vec{V}_{1x}$ .

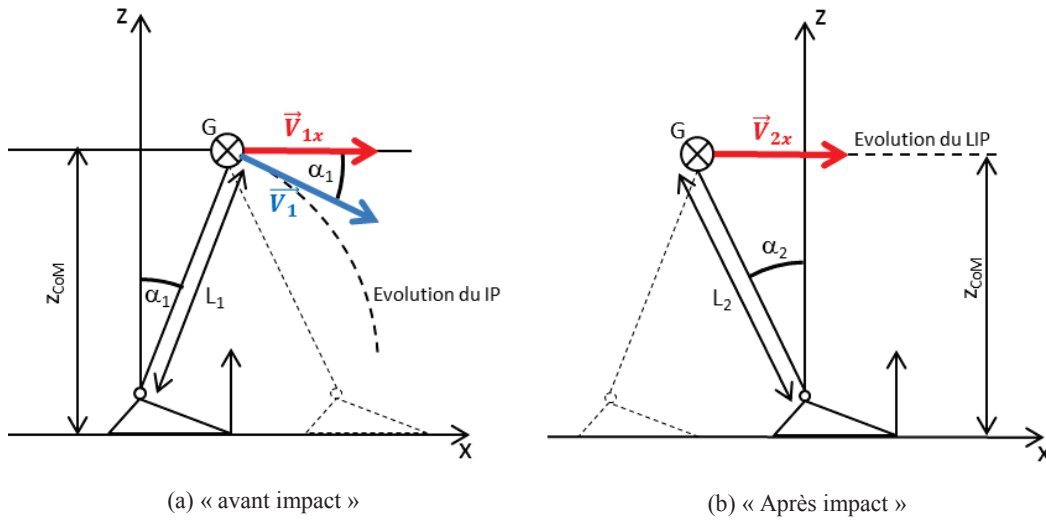


Figure 35 : (a) Représentation de l'état du pendule (IP) juste avant le pas de rattrapage ; (b) Représentation du pendule (LIP) juste après le pas de rattrapage.

## 2.4 Estimation de la possibilité de rattraper son équilibre

Comme indiqué au Chapitre 2, l'utilisation du critère « XCoM dans la base de support à l'instant de la pose du pas » n'est pas utilisable dans le cas de perturbations continues. En effet, le système continue d'être perturbé suite à la pose du pas. Dans des cas de perturbation simple il serait possible d'intégrer cette perturbation dans la dynamique du système et d'obtenir une version modifiée de ce critère. Cependant, ce travail peut s'avérer fastidieux, voir impossible pour des perturbations plus complexes. Nous avons donc fait le choix de modéliser explicitement le pas de rattrapage et la dynamique du système suite à ce pas (cf. § précédent).

Ainsi, dans ce chapitre le rattrapage d'équilibre est considéré comme possible avec un pas de rattrapage si et seulement si la vitesse du centre de masse peut être ramenée à 0 au-dessus de la base de support une fois que toutes les stratégies utilisées à leur maximum sont terminées. Il faut alors que la stratégie de cheville ait été initiée, que la rotation du volant d'inertie soit terminée (stratégie de hanche) et que le pas de rattrapage ait été posé.

Pour l'estimation du seuil de rattrapage d'équilibre en un pas, un seul pas de rattrapage est utilisé. Il correspond au pas qui peut être emmené le plus rapidement possible à la distance la plus importante. Dans le cas d'un seuil, si ce pas de rattrapage ne permet pas de rattraper le système dans un état d'équilibre, aucun autre pas ne le permettra.

**Rappel :** Le seuil de rattrapage en un seul et unique pas est très proche du seuil du rattrapage en plusieurs pas (Cyr and Smeesters, 2009).

## 2.5 Estimation de la difficulté à rattraper son équilibre.

Jusqu'à présent le modèle permet de renvoyer une réponse binaire sur la possibilité de se rattraper. Afin de comparer différentes perturbations, il peut être intéressant de compléter cette description binaire en caractérisant la difficulté à rattraper son équilibre à l'aide d'une métrique continue.

Pour cela nous proposons de comparer le nombre de pas de rattrapage permettant un retour à l'équilibre au nombre de pas de rattrapage ne le permettant pas (Figure 36) sachant que les autres stratégies sont utilisées au maximum des capacités du sujet. Pour cela, nous discrétisons l'ensemble des pas possibles (en dessous du pas maximal) et nous testons chacun de ces pas sur la possibilité de revenir dans un état d'équilibre au-dessus de la BoS.

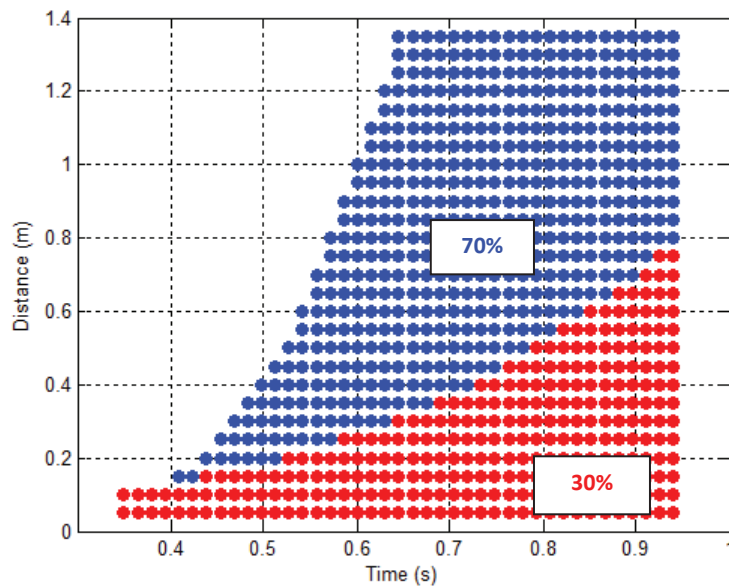


Figure 36 : L'ensemble des pas rouges (points rouges) représentent les pas ne permettant pas le rattrapage. L'ensemble des pas bleus (points bleus) représentent les pas menant au rattrapage. Le ratio  $FS_{\%}$  est calculé en fonction du nombre de points rouges sur l'ensemble des pas possibles.

Nous noterons  $FS_{\%}$  le pourcentage de pas ne menant pas au rattrapage. Une valeur de 0% indique que l'équilibre peut être rattrapé sans effectuer de pas de rattrapage, tandis qu'une valeur de 100% indique une situation pour laquelle l'équilibre ne peut pas être rétabli en n'utilisant qu'un seul pas de rattrapage.

## 3. Evaluation du modèle

---

### 3.1 Seuil de rattrapage en 0 pas

Nous nous intéressons tout d'abord au seuil de rattrapage d'équilibre sans faire de pas. L'estimation de ce seuil ne nécessite pas la modélisation du pas de rattrapage et de son impact sur la vitesse du pendule.

Notre modèle sera comparé à deux études, possédant suffisamment d'informations sur la perturbation appliquée ainsi que sur la réponse des sujets et s'intéressant respectivement à l'influence de la durée de perturbation ou du jerk sur la possibilité de maintenir son équilibre.

### 3.1.1 Durée de la perturbation (Bariatinsky (2013))

#### Rappel de l'étude :

22 sujets jeunes subissent une perturbation de type *waist-pull* avec des profils de perturbation carrés dont le plateau de la force appliquée et sa durée sont variables (cf. Figure 25). Le seuil de rattrapage d'équilibre correspond à l'ensemble des perturbations (force et durée) pour laquelle 50% des sujets ont effectué un pas de rattrapage.

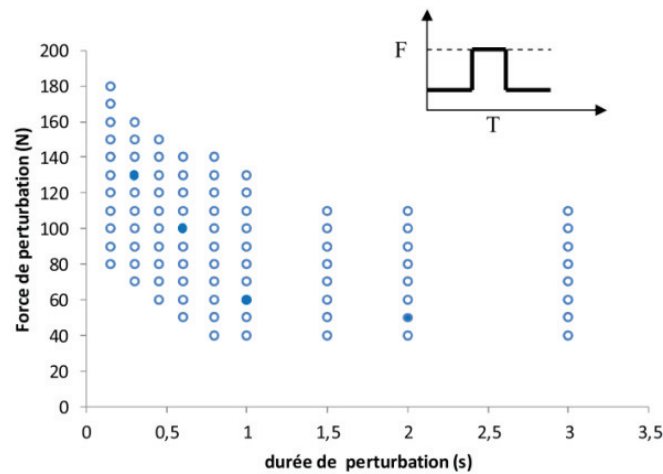


Figure 37 : Figure issue de Bariatinsky (2013) avec l'ensemble des couples de perturbation – durée utilisés pour perturber l'équilibre des sujets. Ces perturbations sont supposées carrées ce qui signifie que le jerk est infini.

#### Estimation des seuils de rattrapage d'équilibre à l'aide du modèle :

Pour chaque durée de perturbation nous recherchons par dichotomie la perturbation maximale que le modèle peut rattraper sans faire de pas de rattrapage, seules les stratégies de cheville et de hanche étant activées. Nous appliquons au modèle un paramétrage jeune (Tableau 15) pour représenter la population étudiée expérimentalement. L'expérimentation ne donnant pas d'informations sur l'utilisation de la stratégie de hanche, nous décidons de faire deux modélisation avec et sans cette stratégie.

#### Résultats :

Les résultats sont représentés dans la Figure 38. La prédiction du seuil de rattrapage en 0 pas pour une perturbation de type *waist-pull* est variable en termes de durée et de force à la même allure que le seuil déterminé expérimentalement par Bariatinsky (2013). La prédiction incluant uniquement la stratégie de cheville est légèrement en dessous des résultats expérimentaux, tandis que l'inclusion de la stratégie de hanche augmente le seuil et place la prédiction légèrement au-dessus du seuil expérimental.

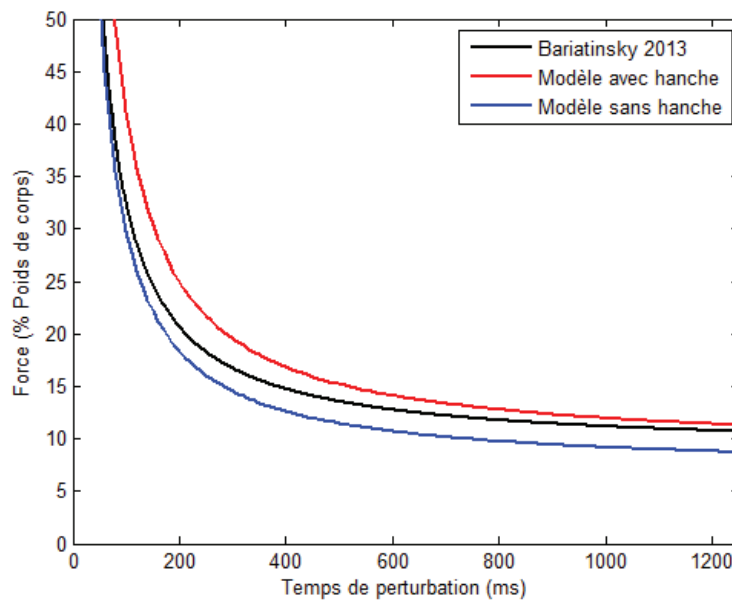


Figure 38 : Seuil de rattrapage en 0 pas évalué dans l'expérimentation de Bariatinsky (2013) dans le cas de perturbation *waist-pull* à durée et intensité variables (courbe noire) comparé aux résultats renvoyés par le modèle pour ces mêmes combinaisons de durées- intensités dans le cas d'une stratégie de cheville seule (courbe bleue) et d'une stratégie de cheville et hanche (courbe rouge).

L'asymptote horizontale peut s'expliquer mécaniquement. Dans le cas où il n'y a pas de stratégie de hanche, à partir d'une certaine durée, il existe un effort maximal de perturbation (défini par l'asymptote) qui emmène la projection du CoM à vitesse nulle au bout de la base de support fonctionnelle, le système étant à l'équilibre entre l'effort appliqué au centre de masse et le couple résistif développé par la cheville. De la même façon, la stratégie de hanche permet de freiner de manière plus importante l'avancée du CoM. De cette façon, l'effort nécessaire pour emmener la projection du CoM au bout de la base de support fonctionnelle à vitesse nulle doit être plus important. De manière globale, le modèle apparaît être proche des résultats expérimentaux et la mécanique du rattrapage sans faire de pas semble être bien représentée avec la reproduction des asymptotes (verticales et horizontales).

### 3.1.2 Effet du jerk (De Graaf and Van Weperen (1997))

#### Rappel de l'étude :

Les 10 sujets recrutés pour cette étude ne sont pas caractérisés. L'objectif est de déterminer l'influence du jerk sur le seuil de rattrapage d'équilibre pour un plateau d'accélération de plateforme constant et sans faire de pas de rattrapage. La perturbation est caractérisée par un plateau de  $1\text{m.s}^{-2}$  avec différents jerks imposés (*i.e.* 1, 2, 5 et  $10\text{m.s}^{-3}$ ). La consigne donnée au sujet est de ne pas faire de pas. En complément, les expérimentateurs ont considéré qu'un rattrapage n'était pas réussi lorsque le sujet montrait des mouvements du haut du corps trop importants.

#### Estimation des seuils de rattrapage d'équilibre à l'aide du modèle :



A la différence des résultats expérimentaux qui permettent de renvoyer le pourcentage d'essais réussis, le modèle ne peut renvoyer qu'une réponse binaire : 1 – Peut se rattraper sans faire de pas et 0 - Ne peut pas se rattraper sans faire de pas. La notation FS% ne peut pas s'appliquer à ce cas de figure où la consigne n'autorise pas l'utilisation du pas de rattrapage. Le Tableau 15 présente les résultats obtenus par le modèle IP sans volant d'inertie (stratégie hanche) afin de représenter au mieux la consigne sur le comportement du haut du corps.

	Jerk ( $m/s^3$ )			
	1	2	5	10
Rattrapage (%) (De Graaf and Van Weperen, 1997)	65%	47,50%	12,50%	2,50%
Rattrapage (Binaire) : Modèle IP jeune (sans hanche)	1	1	1	0
Rattrapage (Binaire) : Modèle IP âgés (sans hanche)	1	1	0	0

**Tableau 15 : Résultats du pourcentage de rattrapage en 0 pas réussis dans le cas de différents jerks pour une valeur de plateau d'accélération fixe (De Graaf et Van Weperen (1997)) comparé à la prédiction binaire (1= rattrapage possible, 0=rattrapage impossible) renvoyée par le modèle.**

#### Résultats :

Les résultats représentent de manière cohérente l'influence du jerk sur la capacité d'équilibration sans faire de pas, c'est-à-dire que lorsque le jerk atteint une valeur seuil, l'équilibre du modèle ne peut plus être retrouvé. Toutefois, les résultats modélisés sont plus performants que les données expérimentales avec un rattrapage pour une valeur de jerk égale à  $5m.s^{-3}$  alors que seulement 12.5% des essais expérimentaux ont été validés pour ce cas de figure. Cet écart peut être expliqué par le fait que le profil utilisé expérimentalement possède une phase de décélération, qui suit la phase d'accélération, et qui peut avoir un effet d'aide au rétablissement de l'équilibre (Bothner and Jensen, 2001; Carpenter et al., 2005; McIlroy and Maki, 1994; Tokuno et al., 2010). D'autre part, la population de cette étude n'ayant pas été caractérisée il est impossible de savoir si des personnes âgées étaient parmi les participants. Le mélange de sujets jeunes et de sujets âgés réduirait alors le seuil de perturbation rattrapable.

### 3.2 Seuil et difficulté de rattrapage en 1 pas : effet du jerk

Nous allons maintenant intégrer la possibilité de faire un pas de rattrapage. Cela nécessite donc la modélisation du pas et de la dynamique du système suite à la réalisation ce pas (cf. §2.3). Pour estimer le seuil, nous ne testons que le pas de rattrapage le plus efficace (cf. §2.4)

Dans cette section nous nous focaliserons sur l'effet de la vitesse de variation de la perturbation (jerk) sur la capacité des sujets à rattraper leur équilibre ainsi que sur le déséquilibre ressenti. Pour cela notre modèle sera comparé aux résultats expérimentaux présentés dans le Chapitre 3.

#### 3.2.1 Evaluation du seuil de rattrapage

La Figure 39 représente une comparaison des seuils de rattrapage d'équilibre prédit par notre modèle ou observé expérimentalement. Le seuil de perturbation expérimental a été défini via une régression logistique (Cf. Chapitre 3). Ce seuil expérimental correspond à

une ligne délimitant l'ensemble des essais qui ont eu une réussite supérieure ou égale à 50%. Le seuil défini par le modèle représente la première perturbation rattrapable (*i.e.* pour un jerk fixe, recherche de  $F_{\max}$  par dichotomie) avec le pas le plus efficace.

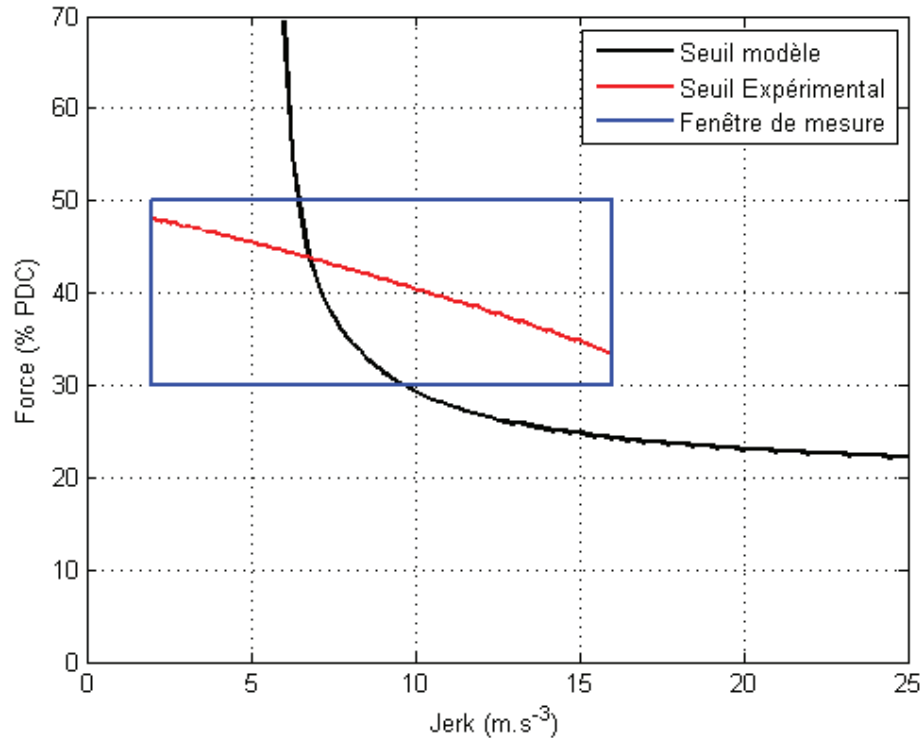


Figure 39 : Comparaison entre les résultats expérimentaux et les résultats du modèle. La courbe noire définit le seuil expérimental (*i.e.* 50% de chance de rattraper la perturbation). La ligne rouge représente le seuil de rattrapage déterminé par le modèle.

Les résultats dans la fenêtre de mesure montrent que le seuil défini par le modèle est beaucoup plus sensible au jerk que ce qui a été trouvé expérimentalement. Cela peut très probablement s'expliquer par le fait que le modèle utilise toutes les stratégies de rattrapage au maximum de leurs performances. Or, lorsque que les sujets ont été perturbés de façon progressive (*i.e.* jerk faible) ils n'ont probablement pas immédiatement déclenché les actions de rattrapage au maximum de leur possibilité. Toutefois, en extrapolant les résultats expérimentaux pour les jerks élevés, nous pouvons voir que l'ordre de grandeur du seuil reste cohérent avec ce que le modèle prédit.

### 3.2.2 Evaluation de la difficulté

Au préalable nous avons vérifié qu'un lien existe bien entre les évaluations CP50 et les prédictions du modèle ( $FS_{\%}$ ). Il existe bien une relation linéaire significative ( $p < 0.05$ ) entre la variable  $FS_{\%}$  et  $I_{CPnorm}$ . Cependant le coefficient de corrélation est modeste (0.65). Ce type de valeur est relativement classique lorsque des valeurs issues de modèles numériques sont comparées à des évaluations subjectives (*e.g.* Wang et al. (2004)), principalement du fait de la forte variabilité dans l'évaluation subjective.

Les résultats du modèle et les résultats expérimentaux sont confrontés dans la Figure 40.

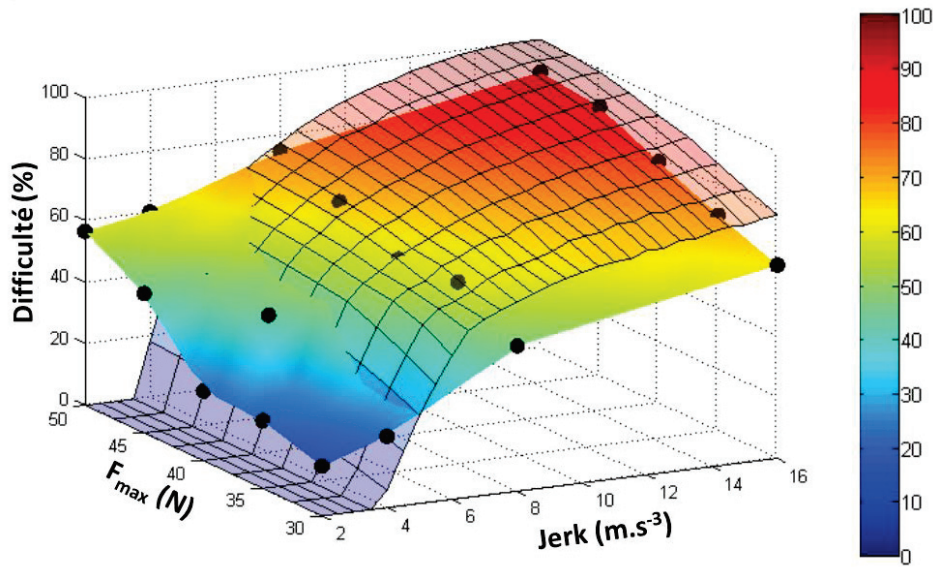


Figure 40 : La surface pleine non maillée représente l'interpolation linéaire des résultats expérimentaux (points noirs) normalisés sur une échelle 0-100%. La surface transparente maillée représente l'évaluation de la difficulté à rattraper son équilibre ( $FS_{\%}$ ) renvoyé par le modèle.

Deux zones de valeurs de Jerk se distinguent graphiquement :

- de 6 à 16  $m.s^{-3}$  où le modèle semble évaluer de manière correcte le ressenti expérimental des sujets : l'écart entre les deux est relativement faible (inférieur à l'écart type expérimental) et constant.
- de 2 à 6  $m.s^{-3}$  (et plus particulièrement autour de 2-3  $m.s^{-3}$ ) où le modèle a une tendance à sous-évaluer la difficulté à rattraper son équilibre.

Les résultats renvoyés par le modèle paraissent donc en accord avec l'évaluation normalisée du ressenti des sujets. Nous constatons en particulier un effet du jerk et de l'intensité de perturbation assez important sur la difficulté à rattraper l'équilibre, comme c'était le cas pour le ressenti expérimental. .

Cependant, dans la zone de faible Jerk les prédictions du modèle ne sont plus correctes. Cela peut s'expliquer par l'absence de régulation des actions de rattrapage. Comme dit au §3.2.1, l'objectif du modèle n'est pas de maintenir le CoM au-dessus de la BoS mais d'utiliser tout ce qui est en son pouvoir pour contrer la perturbation, même si cela devait le faire basculer vers l'arrière. Lorsque le jerk est trop faible, le modèle utilise tout de même ses stratégies en support fixe à la fin du temps de réaction au maximum de leurs capacités. La variation de perturbation n'étant pas assez importante et les réactions du modèle étant 'trop importantes' font que le pendule inversé est déjà en train de tomber en arrière. Nous considérons ce cas comme une possibilité de rattrapage puisque l'ensemble des réactions est suffisant pour contrer la perturbation et ne pas tomber vers l'avant. A contrario, les sujets ne se sont pas jetés en arrière dès le début de la perturbation (situation peu naturelle et extrêmement dangereuse si la perturbation n'est pas assez importante). Ce

choix de l'utilisation des stratégies à leur maximum dès le début de la perturbation limite donc l'utilisation de notre modèle pour des faibles valeurs de jerk.

### 3.3 Conclusion

A travers ces résultats nous commençons à toucher la principale limitation de ce modèle : il n'y a aucune régulation des stratégies. L'utilisation du modèle n'a pas pour objectif de ramener le CoM dans un état d'équilibre mais de quantifier si les stratégies sont suffisantes pour y revenir. Par contre, le modèle est en mesure d'évaluer la difficulté à rattraper son équilibre. Il montre quelques difficultés à évaluer les situations faiblement perturbées avec des jerks inférieurs à  $4\text{m.s}^{-3}$ . Toutefois nous utiliserons ce modèle pour évaluer les perturbations relative aux normes de freinages d'urgences de transport en commun.

## 4. Application aux freinages d'urgence dans les transports en commun

### 4.1 Contexte

La norme NF EN 13452-1 définit les performances de freinage, pour différentes situations de freinage et différents types de transports publics guidés urbains ou suburbains. Il est défini quatre types de freinages d'urgence (FU) : FU1 est le frein du pilotage automatique ; FU2 est déclenché par l'alarme passager ; FU3 un freinage spécifique au conducteur ; FU4 est déclenché suite à l'actionnement du bouton d'arrêt d'urgence.

Pour chaque cas, cette norme définit deux types de performances : 1°/ Les performances opérationnelles (Tableau 16) qui définissent la capacité minimum du véhicule à décélérer et dont le but est de limiter la distance d'arrêt du véhicule ; 2°/ Les performances de confort (Tableau 17) qui peuvent être vues comme les performances de freinages maximum et dont le but est de limiter le déséquilibre et la chute des passagers debout.

	Frein de service	Frein d'urgence 1	Frein d'urgence 2	Frein d'urgence 3	Frein d'urgence 4	Frein de sécurité
Décélération minimale $a_e$ ( $\text{m.s}^{-2}$ )	variable 0 - 1,2	1,2	1,2	2,8	2,8	1
$t_e$ maximal (s)	1,5	1,5	2	0,85	0,85	2

Tableau 16 : Performances opérationnelles définies dans la norme NF EN 13452-1 en fonction des types de freinages pour un tramway ou véhicule léger.

	Frein de service	Frein d'urgence 1	Frein d'urgence 2	Frein d'urgence 3	Frein d'urgence 4	Frein de sécurité
Décélération instantanée maximale $a_e$ ( $\text{m.s}^{-2}$ )	2	2,5	2,5	5	4	4
Jerk maximal ( $\text{m.s}^{-3}$ )	1,5	4	4	8	8	4

Tableau 17 : Performances de confort définies dans la norme NF EN 13452-1 en fonction des types de freinages pour un tramway ou véhicule léger.

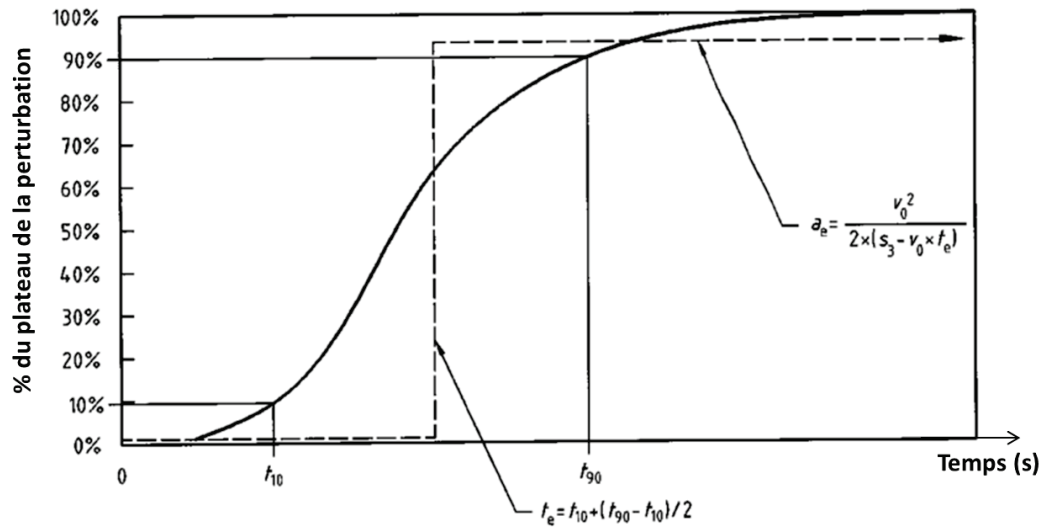


Figure 41 : Illustration adaptée de la norme NF EN 13452-1 représentant un profil de freinage réel et des paramètres utilisés dans la norme associée au freinage réel.

La valeur de  $t_e$  représente le temps de réponse équivalent. Il est calculé à partir de la moyenne entre  $t_{10}$  (*i.e.* le temps de retard de la demande de freinage jusqu'à 10% du niveau de décélération maximale) et  $t_{90}$ . (*i.e.* le temps de réponse de la demande de freinage jusqu'à 90% du niveau de décélération maximale). La valeur  $a_e$  est la décélération équivalente : elle est déterminée à partir de la vitesse initiale du véhicule ( $v_0$ ), de la distance de freinage ( $s_3$ ) et de  $t_e$  (Figure 41).

Le choix des paramètres de freinage, en particulier ceux relatifs aux performances de confort, ne sont pas justifiés dans la norme et ne semblent pas s'appuyer sur des études publiées ou accessibles. Or leurs valeurs sont parfois difficiles à respecter en pratique, en particulier le jerk maximal de la performance de confort. C'est dans ce contexte que le Service Technique des Remontées Mécaniques et Transports Guidés (STRMTG) s'interroge sur l'impact du jerk sur l'équilibre des passagers debout lors du freinage d'un véhicule de transport public et plus précisément, sur l'influence d'un dépassement des valeurs normatives du jerk sur le risque de chute des passagers pour trois cas de freinage d'urgence de tramway ou véhicule léger (FU1, FU2 et FU3). Cette étude a fait l'objet d'un contrat de recherche entre le LBMC et le STRMTG.

Afin de ne pas surcharger cette partie, nous proposerons une première section permettant de mettre en avant l'effet d'une modification du jerk sur le risque de chute pour le profil de décélération FU3. Ce profil est le plus « fort » de tous les freinages disponibles selon les spécifications normatives (Tableau 17), par conséquent l'effet d'une modification du jerk sera bien visible. Dans un second temps nous évaluerons l'influence d'une modification du jerk à distance d'arrêt constante pour le profil FU2. L'ensemble des conclusions faites sur ces profils de décélération sont extensibles aux autres types de freinage et sont disponibles en Annexe A1 de ce manuscrit.

#### 4.1.1 Profils de décélération définis par la norme

Un même freinage peut être caractérisé à partir de différents profils temporels de décélération (cf. Figure 42) :

- Le profil réel

Il correspond à l'accélération instantanée au cours du temps. Selon la norme il possède plusieurs caractéristiques à relever pour pouvoir l'évaluer : 1°/ son accélération instantanée maximale ( $a_{\max}$ ) ; 2°/ son accélération établie (on peut noter que cette notion n'est pas clairement définie dans la norme) ; 3°/ les temps de retard et temps de réponse ( $t_{10}$  et  $t_{90}$ ) où l'accélération atteint respectivement 10% et 90% de l'accélération établie ; 4°/ le jerk maximal ( $J_{\max}$ ) définit comme la moyenne du jerk instantané sur la durée entre  $t_{10}$  et  $t_{90}$ .

- le profil idéalisé

C'est une représentation simplifiée du profil réel. Il est découpé en deux phases : 1°/ une montée en accélération à valeur de jerk constant ( $J$ ) ; 2°/ un plateau d'accélération à valeur constante ( $A$ ) correspondant à l'accélération établie du profil réel.

- le profil théorique ou normatif

Il s'agit du profil utilisé dans la norme NF EN 13452-1 pour caractériser les performances de freinage. Il présente des caractéristiques de freinage équivalentes (distance d'arrêt notamment) au profil réel avec une forme très simplifiée : il est simplement composé d'une phase d'accélération nulle pendant un temps de réponse équivalente ( $t_e$ ) puis d'une phase d'accélération constante égale à l'accélération équivalente ( $a_e$ ).

Dans cette étude nous avons donc choisi de nous intéresser à un profil de freinage idéalisé défini par deux paramètres : le jerk de la montée en accélération ( $J$ ) et la valeur d'accélération du plateau ( $A_{\max}$ ). Ces deux paramètres correspondent aux performances de confort établies dans la norme. Il faut noter que, pour chaque couple de paramètres ( $J$ ,  $A_{\max}$ ), les profils de vitesse et de déplacement au cours de l'arrêt, ainsi que la distance d'arrêt, ne dépendent que de la vitesse initiale. Ainsi, pour une vitesse initiale donnée :

- une modification de l'un des deux paramètres uniquement entraîne une modification de la distance d'arrêt ;
- il est possible de trouver plusieurs couples de paramètres ( $J$ ,  $A_{\max}$ ) qui engendrent une même distance d'arrêt.

Au besoin, la relation entre ces paramètres ( $J$ ,  $A_{\max}$ ) et les paramètres du profil d'accélération équivalent ( $t_e$ ,  $a_e$ ) de la norme peut être établie en fonction de la vitesse initiale  $v_0$ .

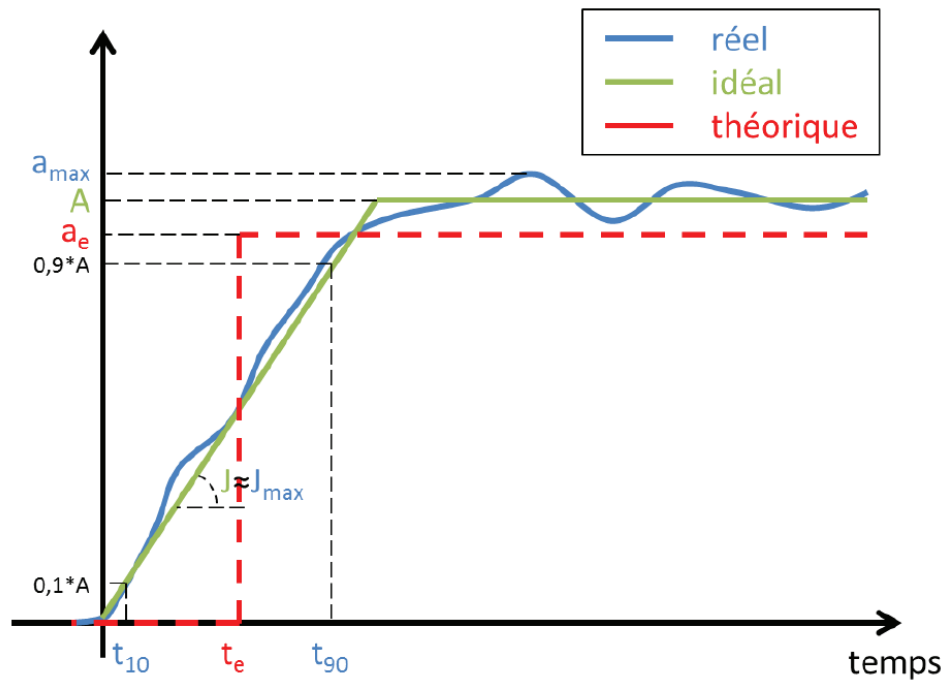


Figure 42 : Les différentes caractéristiques d'un freinage qui seront utilisées dans cette étude.

#### 4.1.2 Evaluation du risque de chute induit par la décélération du véhicule

Le risque de chute induit par différents profils de décélération sera estimé à l'aide du modèle présenté au paragraphe 2.1.

Nous considérons donc le cas d'un passager debout face à la marche, immobile, et sans appui. Nous considérons aussi que le véhicule est initialement dans un état stationnaire (à accélération nulle) au moment du début de la perturbation. Ce point est discuté à la fin de cette partie (cf. §5).

Le risque de chute est évalué à partir de la métrique  $FS_{\%}$  (cf. §2.5). L'objectif de cette métrique était de quantifier la difficulté à rattraper son équilibre et nous avons pu montrer qu'elle est corrélée au niveau de déséquilibre ressenti par les sujets (cf. §3.2.2).

### 4.2 Influence d'une modification du jerk seul sur le risque de chute

Pour le freinage d'urgence FU3 nous étudions différents profils de décélération définis par une valeur fixe d' $A_{max}$  (performance de confort définie dans la norme NF EN 13452-1), et des valeurs de jerk  $J$  variables. Nous utiliserons trois vitesses différentes pour calculer le risque de chute, estimé à l'aide de la métrique  $FS_{\%}$ , ainsi que la distance d'arrêt. Nous calculons aussi la distance d'arrêt maximale calculée grâce aux performances opérationnelles.



Pour FU3 les performances de confort sont  $A_{\max}^{\text{ref}} = 5 \text{ m.s}^{-2}$  et  $J^{\text{ref}} = 8 \text{ m.s}^{-3}$ . Les performances opérationnelles sont  $a_e = 2,5 \text{ m.s}^{-2}$  et  $t_e = 0,85 \text{ s}$ . Les évolutions de  $FS_{\%}$  et de la distance d'arrêt en fonction de  $J$  pour les 3 vitesses sont représentées sur la Figure 43 et reprises dans le Tableau 18. Afin de représenter l'impact d'une modification du jerk au cours du freinage (et non uniquement sur la distance d'arrêt), l'évolution de la vitesse en fonction de la distance parcourue depuis le début du freinage a été représentée pour trois valeurs de jerk et trois vitesses initiales sur la Figure 44.

FU3	Distance d'arrêt opérationnelle (m)	J = 4 m/s <sup>3</sup>		Référence norme J = 8 m/s <sup>3</sup>		J = 12 m/s <sup>3</sup>	
		FS <sub>%</sub>	Distance d'arrêt (m)	FS <sub>%</sub>	Distance d'arrêt (m)	FS <sub>%</sub>	Distance d'arrêt (m)
10 km/h	3.9	34	2.2	89.1	1.6	97.9	1.3
25 km/h	15.6	35.6	8.8	88	6.9	97.4	6.2
50 km/h	50.4	35.6	27.6	88	23.5	97.4	22.1

Tableau 18 : Résultats pour une modification du jerk dans le cas du FU3. Les performances opérationnelles (rouge) indiquent la distance d'arrêt maximale à ne pas dépasser.

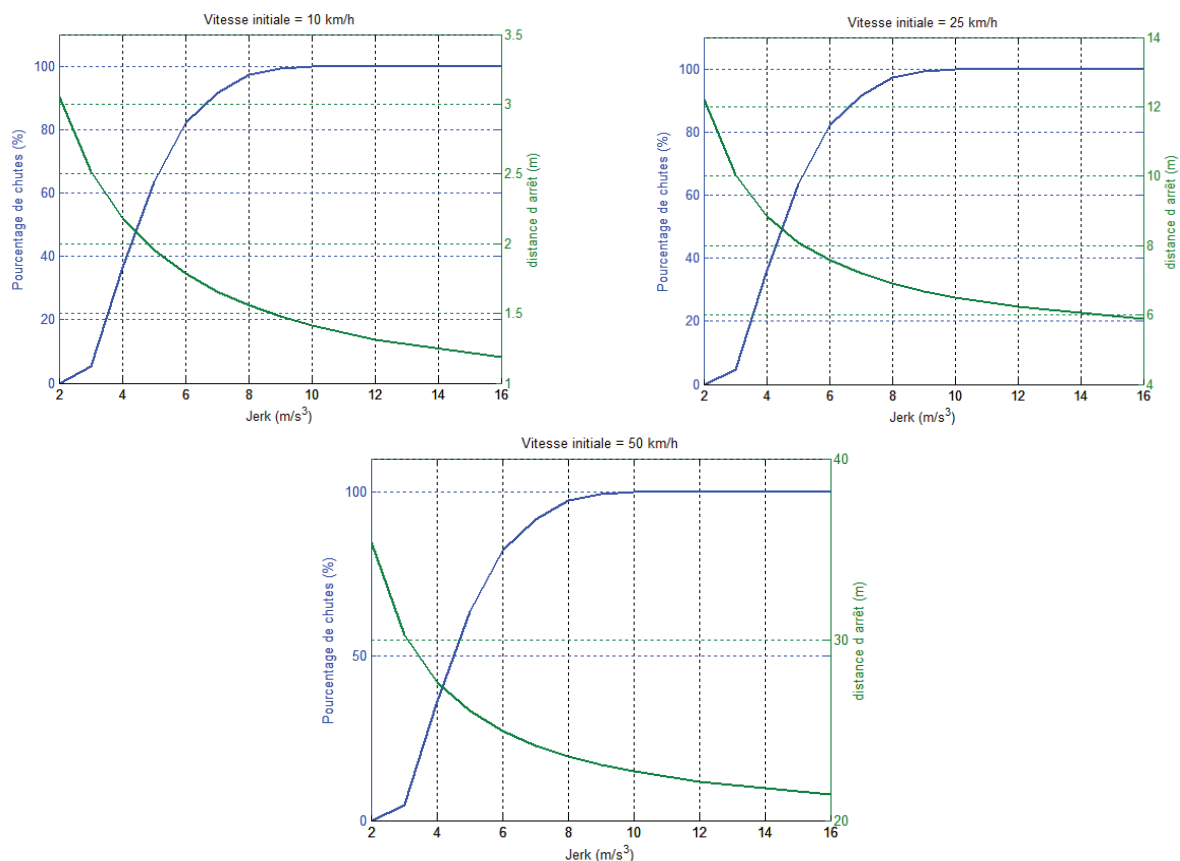


Figure 43 : Mise en parallèle de l'évolution du risque de chute et de la distance d'arrêt en fonction du jerk.



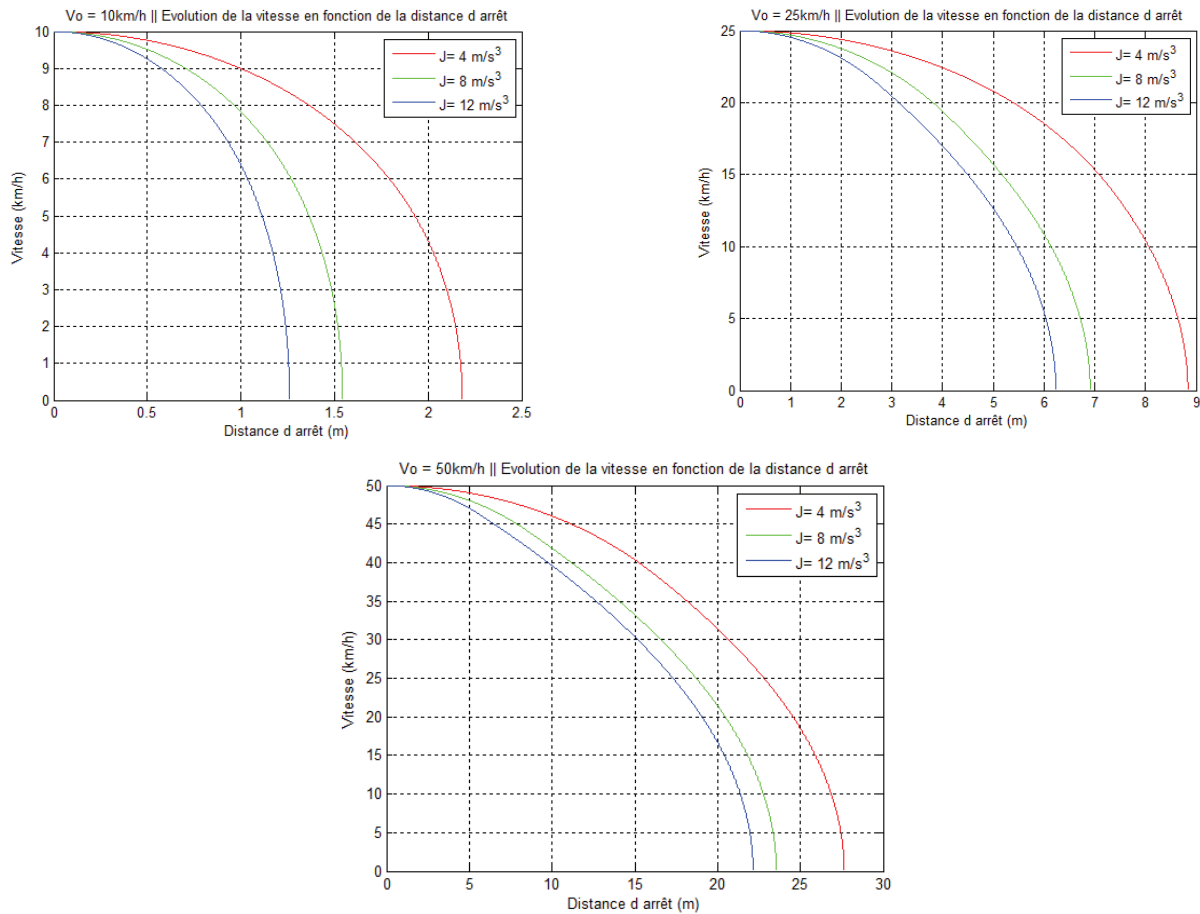


Figure 44 : Evolution de la vitesse en fonction de la distance parcourue par la rame pendant le freinage FU3 pour 3 vitesses initiales ( $V_0$ ) : 10, 25 et 50 km/h et 3 jerks : 4, 8 et 12 m.s<sup>-3</sup>.

Pour FU3, en performances de confort, une diminution du jerk par deux par rapport aux valeurs de confort de la norme (de 8 m.s<sup>-3</sup> à 4 m.s<sup>-3</sup>) permet de faire passer FS<sub>%</sub> de 88%, c'est-à-dire d'une situation où l'équilibre est très difficilement rattrapable en un pas, à 35.6%, c'est-à-dire à une situation où l'équilibre est plus facilement rattrapable en un pas. La conséquence est une augmentation de la distance d'arrêt de 0.7 m (46 %), 2.1 m (30%) et 4.1 m (17%) pour les vitesses initiales de 10km/h, 25km/h et 50km/h respectivement. L'augmentation des distances d'arrêt est assez importante, mais les valeurs restent en dessous des spécifications opérationnelles de 44% en moyenne. Le même constat est possible avec une réduction du jerk pour les performances opérationnelles (voir Annexe A1). Ces résultats mettent également en avant que la vitesse initiale n'a pas d'effet sur la difficulté à rattraper un déséquilibre

On observe un effet direct du jerk sur le risque de chute : une réduction du jerk engendre une réduction notable du risque de chute en contrepartie d'une augmentation, parfois plutôt minime, de la distance d'arrêt. Il faut noter que la distance d'arrêt reste systématiquement en deçà de la distance d'arrêt opérationnelle de 40 % pour les performances de confort. A contrario, une augmentation du jerk par rapport à la norme de

confort pour FU3 engendre une augmentation de FS% pour des diminutions de distances d'arrêt relativement faibles (entre 30 cm à 10 km/h et 1.4 m à 50 km/h).

Ces résultats démontrent donc l'influence importante du jerk, considéré indépendamment des autres variables caractérisant le freinage, sur le risque de chute des passagers.

Des conclusions similaires peuvent être émises quant aux autres profils de freinage FU1 et FU2 définis par la norme (cf. Annexe A1).

### 4.3 Influence d'une modification du Jerk à distance d'arrêt constante

Dans ce paragraphe, nous nous intéressons aux performances de confort du freinage d'urgence type FU3 de la norme NF EN 13452-1 pour un tramway ou un véhicule léger. Cependant, contrairement au paragraphe précédent, où une modification de la seule valeur du jerk était associée avec une modification de la distance d'arrêt du véhicule, nous cherchons ici à modifier le jerk tout en conservant la distance d'arrêt du véhicule. Cela implique de modifier en parallèle la valeur du jerk  $J$  et celle du plateau de décélération  $A_{max}$ . Nous pouvons ainsi obtenir différents profils de décélération avec différents couples de valeurs ( $J$ ,  $A_{max}$ ). Ces profils de décélération seront équivalents en ce qui concerne la distance d'arrêt. Nous pouvons ensuite évaluer ces profils en termes de risque de chute des passagers.

#### 4.3.1 Détermination des profils équivalents

La distance d'arrêt peut être calculée en intégrant deux fois le profil temporel d'accélération. Etant donnée le profil de freinage idéalisé utilisé dans cette étude (cf. Figure 42), la distance d'arrêt est fonction de  $J$ , de  $A_{max}$  et de la vitesse initiale  $v_0$  (cf. équation 14).

$$D = A_{max} * \frac{t'^2}{2} + \left( \frac{A_{max}^2}{2J} + v_0 \right) * t' + \frac{A_{max}^3}{6J^2} + v_0 * \frac{A_{max}}{J} \quad (14)$$

avec  $t' = \frac{v_0}{A_{max}} - \frac{A_{max}}{2J}$

Pour chaque type de freinage d'urgence et différentes vitesses initiales, nous pouvons calculer la distance d'arrêt  $D^{ref}$  correspondant aux performances de confort de la norme en utilisant l'équation (14) et les valeurs de  $J$  et de  $A_{max}$  de la norme (notées  $J^{ref}$  et  $A_{max}^{ref}$ ).

En réinjectant la valeur de  $D^{ref}$  dans l'équation 14 nous obtenons alors une relation entre  $J$  et  $A_{max}$  (équation 15) qui définit l'ensemble des couples de valeurs ( $J$ ,  $A_{max}$ ) engendrant une distance d'arrêt équivalente  $D^{ref}$  :

$$\frac{1}{24J^2} A_{max}^4 + \frac{V_0}{2J} A_{max}^2 - (D^{ref}) A_{max} - \frac{v_0^2}{2} = 0 \quad (15)$$

Ainsi, pour un type de freinage et une vitesse initiale donnés (paramètres  $A_{max}^{ref}$ ,  $J^{ref}$  et  $v_0$  fixés), et pour chaque valeur de jerk  $J$ , les valeurs d'accélération  $A_{max}$  permettant d'obtenir une distance d'arrêt  $D^{ref}$  sont les solutions de l'équation (15). Dans la pratique nous ne conservons que les solutions réelles et dont le signe est cohérent. Si plusieurs solutions existent, nous nous intéressons uniquement à la plus petite solution (valeur de

$A_{\max}$  la plus faible). A chaque  $J$  correspond donc zéro ou une valeur de  $A_{\max}$ .  $A_{\max}$  et  $J$  étant directement reliés, les profils équivalents ne sont donc plus définis que par un seul paramètre (nous utiliserons  $J$  par la suite).

### 4.3.2 Résultats

La Figure 45a représente les valeurs de  $A_{\max}$  qui, en fonction de  $J$  et de  $v_0$ , génèrent une distance d'arrêt équivalente à celle définie par les performances de confort ( $J^{\text{ref}}$ ,  $A_{\max}^{\text{ref}}$ ) de la norme pour le freinage FU2. Le trait rouge correspond à la situation  $J^{\text{ref}}$  et  $A_{\max}^{\text{ref}}$  de la performance de confort. Tous les points ( $J$ ,  $A_{\max}$ ) des courbes générées par l'intersection de la surface tracée avec les plans perpendiculaires au trait rouge (plans de vitesse initiale constante) définissent des profils de freinage ayant la même distance d'arrêt.

La Figure 45b est similaire à la Figure 45a mais représente les valeurs de  $FS_{\%}$  au lieu de  $A_{\max}$ . Là aussi, tous les points ( $J$ ,  $FS_{\%}$ ) des courbes générées par l'intersection de la surface tracée avec les plans perpendiculaires au trait rouge (plans de vitesse initiale constante) définissent des profils de freinage ayant la même distance d'arrêt.

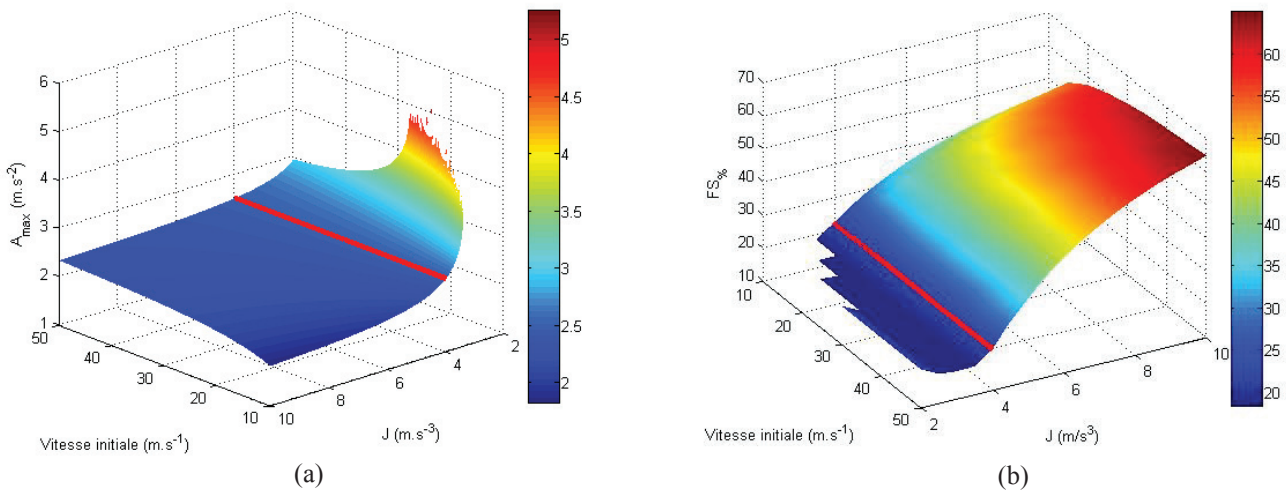


Figure 45 : Cas du FU2 avec (a) la représentation de l'accélération maximale en fonction de la vitesse initiale et du jerk et (b) la représentation de  $FS_{\%}$  l'évolution du nombre de rattrapages impossibles en un pas en fonction de la vitesse initiale et du jerk

La Figure 45 permet dans un premier temps de montrer que la vitesse initiale n'a que peu d'influence sur le risque de chute. Cette figure met principalement en lumière qu'une augmentation du jerk n'entraîne qu'une diminution très faible de l'accélération mais une augmentation importante du risque de chute. A contrario une diminution du jerk doit être compensée par une augmentation assez importante de l'accélération. Cependant l'effet de la diminution du jerk reste prépondérant sur le risque de chute puisque ce dernier diminue nettement avec la diminution du jerk. D'autre part, il apparaît que, pour les faibles vitesses, la valeur du jerk proposée par la performance de confort de FU2 est presque la plus petite valeur de jerk permettant de respecter l'objectif de distance d'arrêt  $D^{\text{ref}}$  : pour ces faibles vitesses, une diminution du Jerk s'accompagne nécessairement d'une augmentation de la distance d'arrêt. Il faut cependant se rappeler que cette augmentation peut être relativement faible (cf. les résultats du §4.2 de ce chapitre).

#### 4.3.3 Conclusion

Il est possible de trouver des profils de décélération équivalents en termes de distance d'arrêt mais ayant un impact différent sur le risque de chute des passagers. En particulier, une augmentation du jerk, bien qu'elle entraîne une diminution de l'accélération maximale, entraîne systématiquement une augmentation du risque de chute. Et, à l'opposé, une diminution du jerk limite systématiquement le risque de chute. Elle entraîne aussi des vitesses d'impact potentiellement plus importantes. Nous avons travaillé sur les profils de décélération équivalents correspondant à la distance d'arrêt définie par les performances de confort et notre représentation idéale du profil de décélération. Dans ce cas particulier, nous avons vu que, dans certains cas de vitesses faibles, il n'est pas toujours possible de réduire le jerk sans augmenter légèrement la distance d'arrêt. Toutefois, cette distance d'arrêt reste bien plus courte que celle imposée par les performances opérationnelles. Dans ce cas précis, il faut aussi remarquer que, parmi l'ensemble des profils équivalents, seul le profil défini par les valeurs d'accélération et de jerk correspondant aux performances de confort respecte la norme (tous les autres profils équivalents ont une accélération ou un jerk supérieurs aux performances de confort).

### 4.4 Discussion

#### 4.4.1 Le jerk a un effet important sur le risque de chute

Une augmentation du jerk par rapport aux performances de confort de la norme entraîne une augmentation significative du risque de chute mesuré par la métrique  $FS\%$ . A contrario, une réduction du jerk par rapport aux performances de confort entraîne une diminution du risque de chute.

En revanche cette diminution s'accompagne d'une augmentation de la distance d'arrêt. Cette augmentation de la distance d'arrêt reste cependant largement dans les limites de performances opérationnelles. De la même façon, l'évolution de la vitesse de la rame au cours du freinage va être modifiée. Lors d'un éventuel impact avec un élément il faudra alors prendre en compte une vitesse plus importante lors d'une diminution du jerk.

#### 4.4.2 Des profils plus ou moins sollicitant à distance d'arrêt égale

Nous avons montré qu'il était possible de définir des profils de décélération qui sont équivalents en termes de distance d'arrêt mais plus ou moins pénalisants en ce qui concerne l'équilibre des passagers (cf. §4.3). Cette étude a montré que pour limiter le déséquilibre des passagers, il faut en priorité chercher à diminuer le jerk, quitte à augmenter l'accélération maximale. En revanche, il faut garder à l'esprit qu'à distance d'arrêt équivalente, la vitesse au cours du freinage (vitesse d'impact potentielle) est légèrement plus importante pour des valeurs de jerk plus faibles. De plus il apparaît qu'on ne peut guère diminuer le jerk en dessous de la valeur  $J_{ref}$  définie par les performances de confort sans augmenter la distance d'arrêt. Cette distance d'arrêt définie par les performances de confort reste toutefois inférieure aux performances opérationnelles (cf. §4.2).

## 5. Limites et perspectives

Le modèle utilisé nous a permis d'obtenir des résultats intéressants sur le lien entre profil de perturbation et risque de chute. Il reste cependant relativement limité.

On peut tout d'abord évoquer la posture initiale du sujet : debout sans appui supplémentaire, face à la marche. Il s'agit d'une situation assez peu réaliste : la plupart des passagers debout sont en déplacement dans le véhicule et/ou utilise des appuis supplémentaires. Cependant cette situation a le mérite d'être relativement simple à modéliser et permet de comparer différentes perturbations entre elles. De plus, la définition du risque de chute pour une situation particulièrement critique vis-à-vis du rattrapage d'équilibre permet une évaluation conservatrice de ce risque pour des cas moins sollicitants (*e.g.* maintien barre, appui dorsal etc.)

Une autre limitation concerne la perception de la perturbation et la régulation des stratégies : les aspects sensoriels sont limités à un temps de réaction fixe et à l'utilisation maximale des stratégies quelle que soit l'intensité de la perturbation. De plus, la connaissance du contexte dans lequel arrive une perturbation permet à la personne qui la subit de mieux l'appréhender et notamment de mieux anticiper son évolution future. Par exemple, une personne dans un métro qui démarre connaît de manière empirique l'ordre de grandeur de l'accélération à venir ainsi que de sa durée. Cette connaissance a très probablement un impact important sur le rattrapage d'équilibre qui n'est pas considéré dans ce modèle. Ces aspects restent donc à intégrer dans la modélisation. Une piste intéressante pour cela sera présentée au chapitre suivant.

Enfin, les profils de décélération étudiés restent des profils idéaux avec une phase de montée en accélération linéaire (phase liée au *jerk*) et un plateau d'accélération. L'accélération initiale au début de freinage est nulle. Or dans certains cas réels, comme en dégagement de quai, cette accélération initiale est non-nulle et cet aspect a un effet relativement important sur le risque de chute. Un exemple pour des cas avec accélération initiale est développé en annexe. De même, la diminution parfois brutale de la décélération au moment de l'arrêt du véhicule peut engendrer des déséquilibres aussi importants, voire plus grands, que le début de la décélération. Ce point n'est pas abordé ici mais pourrait être traité avec les mêmes outils.

Malgré toutes ces limitations, le modèle utilisé est, à notre connaissance, le seul outil permettant de faire un lien entre les profils d'accélération/décélération du véhicule et le risque de chute. Une perspective d'utilisation intéressante serait l'optimisation des profils d'accélération lors des entrées/sorties de station afin d'améliorer les performances opérationnelles (diminuer le temps de trajet) tout en conservant un niveau de risque de chute acceptable.

---

# Chapitre 5 :

## Vers un contrôleur prédictif du rattrapage d'équilibre

### Table des matières

1.	Introduction.....	100
1.	Formalisation du problème .....	101
1.1	Travaux précédents.....	101
1.2	Proposition d'une nouvelle fonction de coût.....	104
2.	Résultats .....	105
2.1	Estimation des seuils de rattrapage perturbation .....	105
2.2	Régulation des stratégies .....	108
2.2.1	Pondération de l'objectif.....	108
2.2.2	Pondération des stratégies en support fixe.....	111
2.2.3	Stratégies de changement de support.....	113
3.	Conclusion .....	115

---

---

# 1. Introduction

---

Les chapitres précédents ont permis de proposer un outil numérique capable d'estimer les seuils de rattrapage en un pas ainsi que la difficulté à rattraper son équilibre pour des perturbations instantanées ou continues. Ces outils sont intéressants, car relativement simples à mettre en œuvre mais ils restent limités. En effet, ils intègrent de façon extrêmement simplifiée les aspects liés à la régulation des stratégies, notamment les aspects sensoriels (*i.e.* perception de la perturbation et de l'état de déséquilibre) et cognitifs (*i.e.* analyse de ces informations et prise de décision).

En particulier, une limitation vient du fait que les modèles proposés ne permettent pas d'estimer correctement la cinématique du rattrapage en cas de perturbation inférieure au seuil de rattrapage. Or cette cinématique est nécessaire pour estimer le risque et les conditions d'éventuels impacts secondaires avec l'environnement. Ces informations sont en effet indispensables pour évaluer les conséquences lésionnelles d'une perte d'équilibre, et donc pour évaluer et améliorer un environnement (par exemple un aménagement intérieurs de transports en commun, (Cafiso et al., 2013).

Dans ce chapitre, nous allons nous focaliser sur l'utilisation d'un contrôleur basé sur la commande prédictive (« model predictive control » ou MPC). De manière général un MPC est un contrôleur qui se base sur un modèle interne du système (éventuellement simplifié) qui, à partir de l'état du système à un instant  $t$ , permet de définir le comportement futur de ce système sur un horizon de temps de taille  $t+k*t$  en fonction de la loi de contrôle. La linéarisation de ces modèles (LMPC) permet de réduire le temps de calcul, afin de faire du contrôle en temps réel. Elle permet aussi de rendre la définition de la solution de la loi de contrôle, généralement par résolution d'un problème d'optimisation, plus robuste. Des LMPC ont été développés dans le but d'assurer le déplacement de robot humanoïdes dans un environnement perturbé (Diedam et al., 2008; Wieber and Chevallereau, 2006). L'inconvénient majeur de ces modélisations est la définition à l'avance des pas que le robot doit faire pour marcher empêchant le système de s'adapter correctement aux perturbations externes. Plus récemment Herdt et al. (2010) ont proposé un LMPC capable d'assurer le déplacement d'un robot bipède en considérant un placement optimisé du pas au cours de la marche. Les seules données à implémenter au robot sont la vitesse (direction et norme) dans laquelle il doit évoluer, ainsi que la cadence des pas. Ce modèle a montré une grande fiabilité dans le contrôle de la marche mais aussi une régulation de l'évolution du CoP dans la base de support (*i.e.* stratégie cheville) proche de ce que les humains font naturellement (Herdt et al., 2010b). En revanche, ce modèle n'est pas utilisé pour faire explicitement du rattrapage d'équilibre, la stratégie de hanche n'est pas modélisée et les instants de pose de pas sont imposés à l'avance (et cadencés). Aftab et al. (2012b) proposent alors d'adapter cette modélisation pour du rattrapage d'équilibre en rajoutant la stratégie de hanche et en proposant une régulation de la durée des pas. Cette modélisation a donné des résultats intéressants avec la prédiction des longueurs et temps de pas pour des situations de perturbation ponctuelle (Aftab et al., 2012c). Ils montrent également que les stratégies sont régulées en fonction de l'importance de la perturbation (Aftab et al., 2012a). Ce type de modèle nous semble



donc pertinent pour estimer la cinématique du rattrapage mais quelques limitations demeurent.

En premier lieu, ce modèle n'a pas été évalué pour déterminer les seuils de rattrapage, mais uniquement en termes de réponse du modèle (durée et longueur des pas) pour des perturbations correspondant aux seuils de rattrapage expérimentaux. De plus, la formulation de la loi de contrôle (la fonction de coût) utilise des termes difficilement interprétables du point de vue biomécanique. Cela rend l'ajustement des pondérations utilisées dans cette fonction de coût relativement difficile et peu intuitive.

Dans ce chapitre nous proposons des pistes pour contourner ces limitations afin de rendre ce modèle plus facilement utilisable et exploitable

## 2. Formalisation du problème

### 2.1 Travaux précédents

Ce chapitre va se baser sur les travaux de Herdt et al. (2010a) qui ont été adaptés par Aftab (2012) spécifiquement pour le cas du rattrapage d'équilibre.

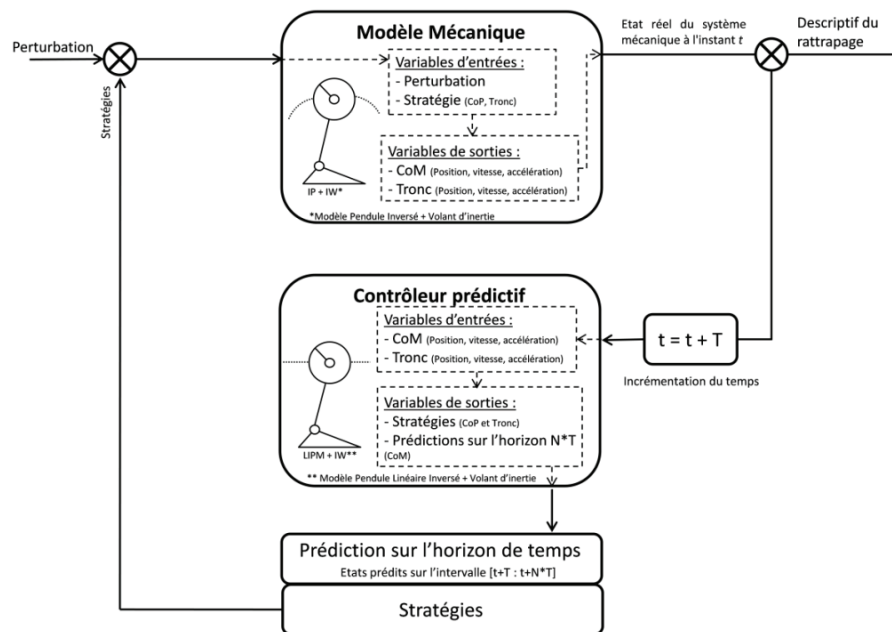


Figure 46 : Représentation de l'ensemble du modèle en boucle fermée

L'objectif du modèle MPC présenté ci-dessous est de contrôler un système bipède afin qu'il évolue à une vitesse de référence  $C_{ref}$ . Le modèle est découpé en 2 modules : 1°/ un modèle mécanique (pendule inversé) ; 2°/ un contrôleur prédictif définissant les stratégies à partir d'une représentation interne du système (pendule linéaire inversé). L'ensemble est bouclé (Figure 46) :

- le module mécanique envoie l'état dans lequel il se trouve au contrôleur ;



- à l'aide de ces informations, du modèle interne et d'une fonction de coût, le contrôleur définit les actions de rattrapage que le système doit entreprendre, sur un horizon de temps donné, pour maintenir au mieux la consigne de vitesse tout en respectant les contraintes imposées ;
- une partie (le début) de ces actions de rattrapages est appliquée au modèle mécanique.

Les actions de rattrapages « optimales » sont obtenues à partir de la minimisation d'une fonction de coût (Equation 16).

$$\min \frac{1}{C_1^2} \|C_{k+1}^\cdot - C_{ref}\|^2 + \frac{1}{C_2^2} \|\theta_{k+1}^\cdot\|^2 + \frac{1}{C_3^2} \|F_{k+1}^\cdot\|^2 + \frac{1}{C_4^2} \|C_{k+1}^\cdot\|^2 + \frac{1}{C_5^2} \|\theta_{k+1}^\cdot\|^2 + \frac{1}{C_6^2} \|Z_{k+1} - F_{k+1}\|^2 \quad (16)$$

Chaque terme a un rôle précis sur le comportement dynamique du modèle :

- Un objectif : ramener ou maintenir la vitesse du centre de masse  $C_{k+1}^\cdot$  à une vitesse de référence ( $C_{ref}$ ). Dans le cas du rattrapage d'équilibre  $C_{ref} = 0$ .
- Les coûts associés à l'utilisation des 3 stratégies de rattrapage :
  - a. stratégie de cheville : écart entre le CoP ( $Z_{k+1}$ ) et la position de la cheville ( $F_{k+1}$ ), représentant le couple à développer au niveau des chevilles;
  - b. stratégie de hanche : vitesse de rotation du volant d'inertie ( $\theta_{k+1}^\cdot$ ) ;
  - c. stratégie de changement de support : accélération du pied (de la cheville) lors de la phase aérienne du pas de rattrapage ( $F_{k+1}^\cdot$ ).
- Des termes subsidiaires pour obtenir un mouvement sans à-coups avec la minimisation des termes de jerk du CoM ( $C_{k+1}^\cdot$ ) et du volant d'inertie ( $\theta_{k+1}^\cdot$ )

L'ensemble des termes est défini sur un horizon de temps discrétisé en N éléments de taille T constante (Equation 17). Deux hypothèses sont établies :

1. Le modèle considéré est une pendule linéaire inversé (Herdt et al., 2010a) dans le plan sagittale avec un volant d'inertie pouvant entrer en rotation autour du CoM (Aftab, 2012).
2. Le jerk du CoM ( $\ddot{c}$ ) est constant entre deux instants de discrétisation (Herdt et al., 2010a)

$$\hat{c}_k = \begin{bmatrix} c_k \\ \dot{c}_k \\ \ddot{c}_k \end{bmatrix} \quad C_{k+1} = \begin{bmatrix} c_{k+1} \\ \vdots \\ c_{k+N} \end{bmatrix} \quad \dot{C}_{k+1} = \begin{bmatrix} \dot{c}_{k+1} \\ \vdots \\ \dot{c}_{k+N} \end{bmatrix} \quad \ddot{C}_{k+1} = \begin{bmatrix} \ddot{c}_{k+1} \\ \vdots \\ \ddot{c}_{k+N} \end{bmatrix} \quad (17)$$

A partir de l'état de initial ( $\hat{c}_k$ ) du CoM pris à l'instant  $t_k$  et grâce aux deux hypothèses, il est possible de définir l'ensemble de la dynamique du CoM (position, vitesse et accélération) sur l'horizon de temps. L'ensemble des calculs se résument par l'expression

de trois matrices définies par les équations 18, 19 et 20 où  $S_p$ ,  $S_v$ ,  $S_a$ ,  $U_p$ ,  $U_v$  et  $U_a$  sont des matrices exprimée en fonction des variables de l'horizon de temps N et T.

$$\hat{C}_{k+1} = S_p \hat{C}_k + U_p \ddot{C}_k \quad (18)$$

$$\dot{\hat{C}}_{k+1} = S_v \hat{C}_k + U_v \ddot{C}_k \quad (19)$$

$$\ddot{\hat{C}}_{k+1} = S_a \hat{C}_k + U_a \ddot{C}_k \quad (20)$$

La définition exactes des matrices nécessaires aux équations 18, 19 et 20 est disponible dans Herdt et al. (2010).

En restant sur la même démarche de calcul Aftab (2012) propose d'inclure la stratégie de hanche dans le contrôleur prédictif. Une nouvelle hypothèse est émise :

- Le jerk du volant d'inertie ( $\ddot{\theta}$ ) est considéré constant entre deux discrétisation (Aftab, 2012)

$$\hat{\theta}_k = \begin{bmatrix} \theta_k \\ \dot{\theta}_k \\ \ddot{\theta}_k \end{bmatrix} \quad \theta_{k+1} = \begin{bmatrix} \theta_{k+1} \\ \vdots \\ \theta_{k+N} \end{bmatrix} \quad \dot{\theta}_{k+1} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_{k+1} \\ \vdots \\ \dot{\theta}_{k+N} \end{bmatrix} \quad \ddot{\theta}_{k+1} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_{k+1} \\ \vdots \\ \ddot{\theta}_{k+N} \end{bmatrix} \quad (21)$$

Cette hypothèse permet de faire le même raisonnement pour obtenir l'expression du comportement du volant d'inertie sur l'horizon de temps à partir de son état initial ( $\hat{\theta}_k$ ) selon les équations 22, 23 et 24.

$$\theta_{k+1} = S_p \hat{\theta}_k + U_p \ddot{\theta}_k \quad (22)$$

$$\dot{\theta}_{k+1} = S_v \hat{\theta}_k + U_v \ddot{\theta}_k \quad (23)$$

$$\ddot{\theta}_{k+1} = S_a \hat{\theta}_k + U_a \ddot{\theta}_k \quad (24)$$

La dynamique du modèle interne (pendule inversé linéarisé) est régie par l'équation 25 :

$$z_k = c_k - \frac{h}{g} \ddot{C}_k - \frac{j}{mg} \ddot{\theta}_k \quad (25)$$

avec  $z_k$  la position du CoP dans le plan sagittal,  $c_k$  la position horizontale du CoM,  $\ddot{\theta}_k$  l'accélération angulaire du volant d'inertie,  $h$  l'altitude du CoM,  $j$  l'inertie du volant et  $g$  la gravité.

En combinant ces équations, il est possible d'exprimer l'évolution du CoP sur l'horizon de temps en fonction de l'état actuel ( $\hat{C}_k, \hat{\theta}_k$ ) et des valeurs des Jerk du CoM et du volant d'inertie à chaque instant de l'horizon de temps  $\ddot{C}_k$  et  $\ddot{\theta}_k$  (Equation 26)

$$Z_{k+1} = \left( S_p - \frac{h}{g} S_a - \frac{j}{mg} S_a \right) \begin{bmatrix} \hat{C}_k \\ \hat{\theta}_k \end{bmatrix} + \left( U_p - \frac{h}{g} U_a - \frac{j}{mg} U_a \right) \begin{bmatrix} \ddot{C}_k \\ \ddot{\theta}_k \end{bmatrix} \quad (26)$$

Cette équation ne fait pas apparaître explicitement la stratégie de pas de rattrapage. Celle-ci apparait de manière implicite par une contrainte sur la zone d'évolution du CoP. Cette zone est définie centrée sur la position de la cheville au sol (voir ci-dessous). Celle-ci est

définie grâce à l'équation 27 ou  $F_{k+1}$  est la matrice de position du ou des pas de rattrapage sur l'horizon de temps,  $f_k$  la position du premier pas et  $\bar{F}_{k+1}$  le vecteur des positions des pas successifs. Le timing des pas est défini par les matrices de 1 et 0 devant  $f_k$  et  $\bar{F}_{k+1}$  permettant de définir quel pas est actif à chaque instant de l'horizon de temps.

$$F_{k+1} = \underbrace{\begin{bmatrix} 1 \\ \vdots \\ 1 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix}}_{1^{er} \text{ pas}} f_k + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ \vdots & \vdots \\ 0 & 0 \\ 1 & 0 \\ \vdots & \vdots \\ 1 & 0 \\ 0 & 1 \\ \vdots & \vdots \\ 0 & 1 & \ddots \end{bmatrix}}_{\text{Pas suivants}} \bar{F}_{k+1} \quad (27)$$

Maintenant que toute la dynamique du pendule et des stratégie est définie, il faut spécifier des contraintes. Le système étudié ici n'est plus un robot mais un humain, les contraintes que nous devons lui imposée doivent correspondre à des limites physiologiques. Ces contraintes sont listées dans le Tableau 19 et reprennent les contraintes imposées au modèle des chapitres précédents.

	Jeunes *	Âgés *	Références
Temps de réaction (ms)	70	80	Thelen et al. 1997;
Temps de préparation du pas (ms)	160	180	Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007;
Accélération max du pied (m/s <sup>2</sup> )	165	145	Moglo et Smeesters, 2006.
Longueur du pas max (% Hauteur sujet)	65	55	King et al. 1994
Base de support fonctionnelle (% BoS)	60	42	Aftab et al. 2012
Inertie du volant (kg.m <sup>2</sup> )	8	8	
Couple maximal du volant (N.m)	150	150	
Rotation maximale du volant (rad)	$\pi/4$	$\pi/4$	
Angle d'inclinaison max du CoM (rad)	$\pi/3$	$\pi/3$	-

Tableau 19 : Récapitulatif des contraintes appliqué au modèle.

## 2.2 Proposition d'une nouvelle fonction de coût

Afin d'avoir une formulation permettant de mieux appréhender la physique du rattrapage nous proposons d'utiliser une fonction de coût minimisant quatre termes représentant :

1. Objectif → minimisation de la vitesse du CoM pour revenir dans un état d'équilibre (inchangé) ;
2. Stratégie de cheville → minimisation du couple cheville à partir du déplacement du CoP dans la BoS (inchangé) ;
3. Stratégie de hanche → minimisation du couple hanche à partir de l'accélération du volant d'inertie ;

4. Stratégie de pas de rattrapage → minimisation de l'accélération maximale du pied en vol (inchangé).

Afin de simplifier la gestion des pondérations des différents termes de la fonction de coût nous proposons également de normaliser chaque terme de la fonction de coût par une constante dont la valeur est égale à somme de la valeur maximale que cette variable peut prendre sur l'horizon de temps.

$$\widetilde{Z}_{k+1} = \left[ \underbrace{CoP_{max} \quad \dots \quad CoP_{max}}_{t=0 \text{ à } N*T} \right] \quad (28)$$

$$\widetilde{\theta}_{k+1} = \left[ \underbrace{\theta_{max} \quad \dots \quad \theta_{max}}_{t=0 \text{ à } N*T} \right] \quad (29)$$

$$\widetilde{F}_{k+1} = \left[ \underbrace{A_{max} \quad \dots \quad A_{max}}_{t=0 \text{ à } N*T} \right] \quad (30)$$

Le terme lié à la minimisation de la vitesse du CoM est le seul qui n'a pas de contrainte physiologique. Nous choisissons une vitesse de référence maximale  $C_{ref} = 1m.s^{-1}$  supposée être constante sur la totalité de l'horizon de temps de cette façon il est possible de définir l'équation 31

$$\widetilde{C}_{k+1} = \left[ \underbrace{C_{ref} \quad \dots \quad C_{ref}}_{t=0 \text{ à } N*T} \right] \quad (31)$$

Deux types de pondération sont appliqués : une pondération de l'ensemble des stratégies ( $W_s$ ) par rapport à l'objectif ; une pondération secondaire qui gère l'utilisation des stratégies les unes par rapport aux autres :  $w_h$  pour la stratégie de hanche et  $w_f$  pour la stratégie de pas de rattrapage (Equation 32).

$$\min \frac{\| \dot{C}_{k+1} \|^2}{\widetilde{C}_{k+1}^2} + \frac{W_s}{1 + w_h + w_f} \left[ \frac{\| Z_{k+1} - F_{k+1} \|^2}{\widetilde{Z}_{k+1}^2} + w_h \frac{\| \ddot{\theta}_{k+1} \|^2}{\widetilde{\theta}_{k+1}^2} + w_f \frac{\| \ddot{F}_{k+1} \|^2}{\widetilde{F}_{k+1}^2} \right] \quad (32)$$

## 3. Résultats

---

### 3.1 Estimation des seuils de rattrapage perturbation

Comme pour le modèle précédent, nous recherchons par dichotomie les seuils de rattrapage admissible par rapport à l'étude de Hsiao et al. (2007) et de Thelen et al. (1997). Afin de garder une cohérence avec les chapitres précédents, les contraintes appliquées au modèle sur ses limites physiologique sont répertoriées dans le Tableau 19 pour les jeunes et les âgées. Pour des perturbations proches du rattrapage d'équilibre, le

choix des poids de la fonction de coût devrait avoir un impact limité sur le rattrapage d'équilibre (seuil de rattrapage et caractéristique des stratégies) – à condition bien sûr que l'objectif sur la minimisation de la vitesse du CoM soit suffisamment important (*i.e.* que  $w_0$  soit suffisamment important par rapport à  $w_s$ ) pour que l'objectif prioritaire soit le maintien de l'équilibre.

Dans un premier temps nous utilisons une première pondération classique avec un objectif plus important à minimiser que les stratégies ( $W_s=0.5$ ) et une pondération égale entre toutes les stratégies ( $w_h = w_f = 1$ ). Différentes pondérations seront ensuite évaluées.

Les résultats avec la première pondération sont indiqués dans la Figure 47 pour les seuils de rattrapage. Pour tous les cas de Hsiao et al. (2007), les seuils de rattrapage renvoyés par le MPC sont dans l'écart type expérimental. L'erreur absolue par rapport à la moyenne est de  $-1^\circ$  pour les jeunes et  $+1^\circ$  pour les âgés. Par rapport aux résultats de Thelen et al. (1997) seul le seuil de rattrapage pour les jeunes est en dessous du seuil expérimental ( $-3.4^\circ$  par rapport à la moyenne).

Le Tableau 20 indique les valeurs de seuil obtenues avec différentes pondérations de la fonction de coût. Il en ressort que les seuils sont sensiblement indépendants de la pondération utilisées.

Les caractéristiques du pas au seuil de rattrapage sont tracées dans la Figure 48. La comparaison par rapport aux temps de pas ne peut se faire que pour l'expérimentation de Hsiao et al. (2007), les temps de pose du pas aux seuils de rattrapage n'étant pas rapportés par Thelen et al. (1997). Tous les temps de pas sélectionnés sont dans l'écart type expérimental sauf pour le cas du seuil âgé ou le pas optimal sélectionné est plus court de 70ms par rapport à la moyenne.

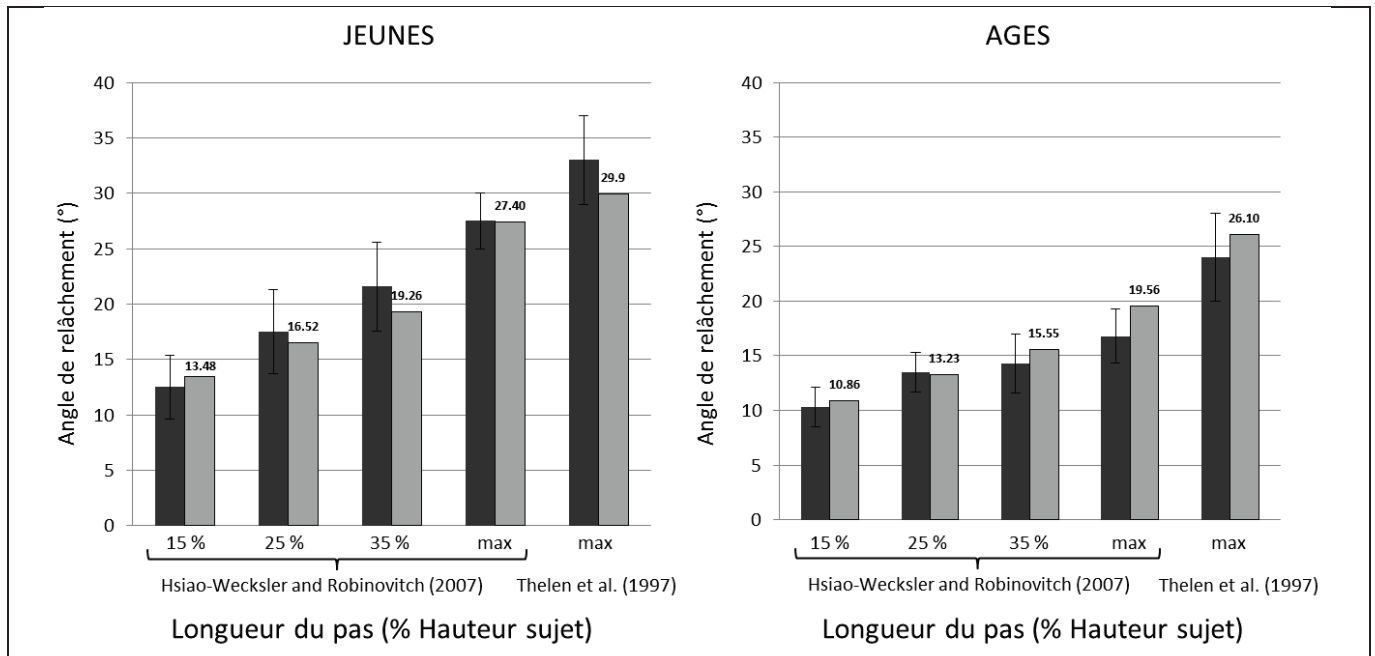


Figure 47 : Résultats du modèle MPC (gris clair) en termes de seuils de rattrapage (*i.e.* angle maximal) par rapport aux données expérimentales de Hsiao et al (2007) et de Thelen et al. (1997) (gris foncé)

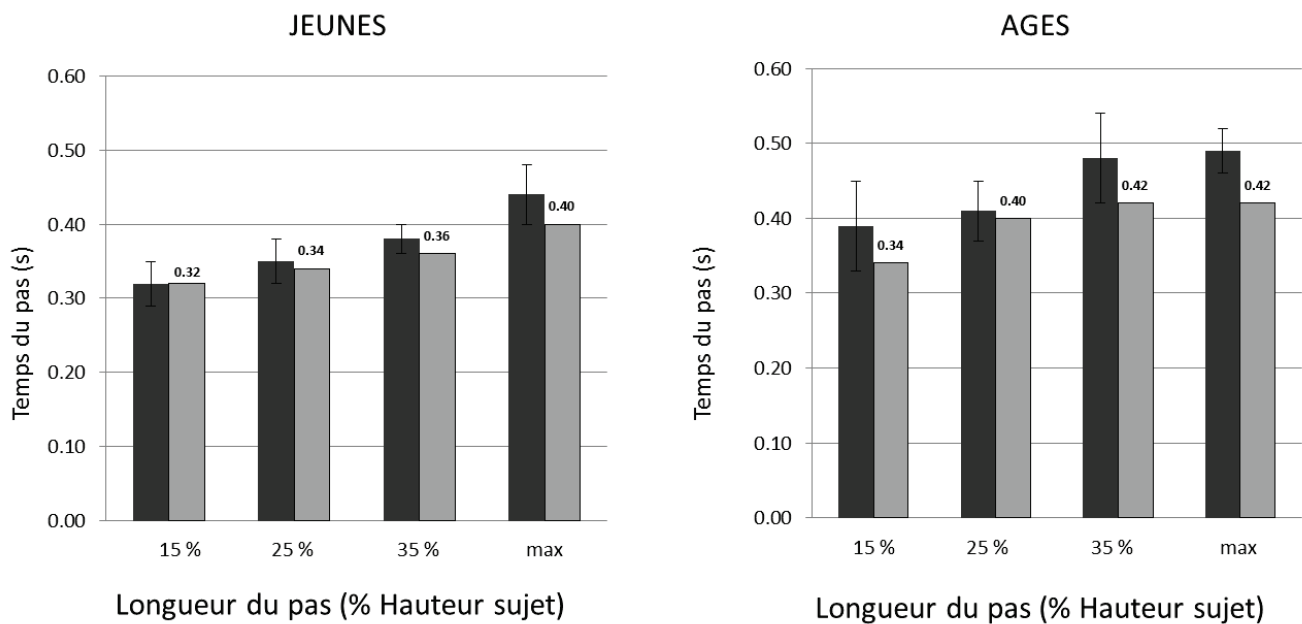


Figure 48 : Résultats du modèle MPC (gris clair) en termes de temps de pas par rapport aux données expérimentales de Hsiao et al (2007) et de Thelen et al. (1994) (gris foncé)

Pondération Ws	Seuil (°)			
	Pas à 15%	Pas à 25%	Pas à 35%	Pas non contraint
0,5	13,5	16,5	19,3	27,4
10	13,1	16,6	19,1	27,2
0,01	14,0	17,2	19,9	27,4

Tableau 20 : Influence de la pondération du seuil et des stratégies par rapport aux conditions expérimentales de (Hsiao-Wecksler and Robinovitch, 2007)

Ces résultats sont intéressants car ils montrent que, pour des perturbations proches du seuil de rattrapage, le modèle est limité dans ses actions par les contraintes (rappelées dans le Tableau 19) et non par le choix des poids de la fonction de coût. Les contraintes utilisées étant les mêmes que celles utilisées pour les modèles du Chapitre 2. Il est aussi intéressant, même si cela était attendu, de voir que les seuils de rattrapage obtenus avec le MPC sont sensiblement identiques à ceux obtenus avec le modèle du Chapitre 2. Enfin, il faut noter qu'il s'agit de la première fois où ce modèle est testé pour déterminer le seuil de rattrapage. Les travaux précédents ne se sont intéressés qu'aux actions de rattrapage entreprises (en l'occurrence les caractéristiques du pas) lorsque la perturbation était fixée au seuil de rattrapage. Sur ce point du comportement du modèle pour des perturbations proches du seuil, nos résultats recoupent ceux d'Aftab (Aftab, 2012; Aftab et al., 2012c). Le modèle adapte les caractéristiques du pas à la situation de perturbation d'une manière similaire à celle des sujets : plus la situation devient perturbée plus le pas choisi est long en durée et en distance

### 3.2 Régulation des stratégies

Nous venons de montrer précédemment que le modèle se comportait correctement au seuil uniquement grâce aux contraintes qui lui sont appliquées. Dans ce paragraphe, nous allons montrer l'influence des pondérations sur la régulation des stratégies pour des perturbations sous-maximales (*i.e.* sous le seuil). Pour ce faire, une vitesse initiale est appliquée au CoM et nous jouons sur les pondérations pour constater un changement d'utilisation de stratégie. La séquence du rattrapage d'équilibre va alors dépendre de la perturbation et de la pondération. Le choix de la pondération est particulièrement critique pour les réactions sous-maximales. A l'opposé, lorsqu'on est proche du seuil, le coût de l'objectif devient de par lui-même le terme le plus important à minimiser.

Nous commencerons par regarder la pondération entre l'objectif et l'ensemble des stratégies en ne considérant que les stratégies en support fixe. Nous nous attarderons ensuite sur la pondération relative entre les deux stratégies en support fixe. Pour terminer nous rajouterons le terme lié à la stratégie de pas de rattrapage et l'influence de sa pondération sur le déclenchement du pas.

#### 3.2.1 Pondération de l'objectif

Pour commencer, la stratégie de changement de support est retirée de l'optimisation. De cette manière le modèle n'est plus en mesure de réaliser un pas de rattrapage. La fonction de coût associée est établie par l'équation 33.

$$\min \frac{\| \dot{C}_{k+1} \|^2}{\widetilde{C_{k+1}}^2} + \frac{W_s}{1 + w_h} \left[ \frac{\| Z_{k+1} - F_{k+1} \|^2}{\widetilde{Z_{k+1}}^2} + w_h \frac{\| \ddot{\theta}_{k+1} \|^2}{\widetilde{\theta_{k+1}}^2} \right] \quad 33$$

L'horizon de temps est fixé à 2 secondes. Cette durée est suffisamment importante pour voir la convergence de la vitesse du CoM (*i.e.* retour à un état d'équilibre) même pour les perturbations proches du seuil de rattrapage sans faire de pas. Ce seuil est estimé à 0.5 m.s<sup>-1</sup> avec une pondération classique (*i.e.*  $W_s=0.5$  et  $w_h=1$ ).

Dans un premier temps nous nous intéressons uniquement à la pondération relative entre l'objectif et les stratégies ( $W_s$ ). La pondération de la stratégie de hanche et celle de la stratégie de cheville est constante ( $w_h = 1$ ). La Figure 49 montre l'évolution de la vitesse du CoM sur l'horizon de temps après une perturbation discrète du CoM (vitesse initiale de 0.3m.s<sup>-1</sup>) pour une pondération  $W_s$  faible de 10<sup>-2</sup> et une pondération normale de 1. De façon logique, lorsque la pondération des stratégies  $W_s$  augmente, le CoM converge moins rapidement vers une vitesse nulle (*i.e.* un état d'équilibre) : non seulement la vitesse du CoM s'annule un peu plus tard mais elle présente aussi une phase négative. A contrario lorsque la priorité est donnée à la minimisation de la vitesse du CoM ( $W_s$  faible), on peut observer que celle-ci n'oscille quasiment pas autour de la consigne (vitesse nulle), grâce à une utilisation importante des stratégies de rattrapage.

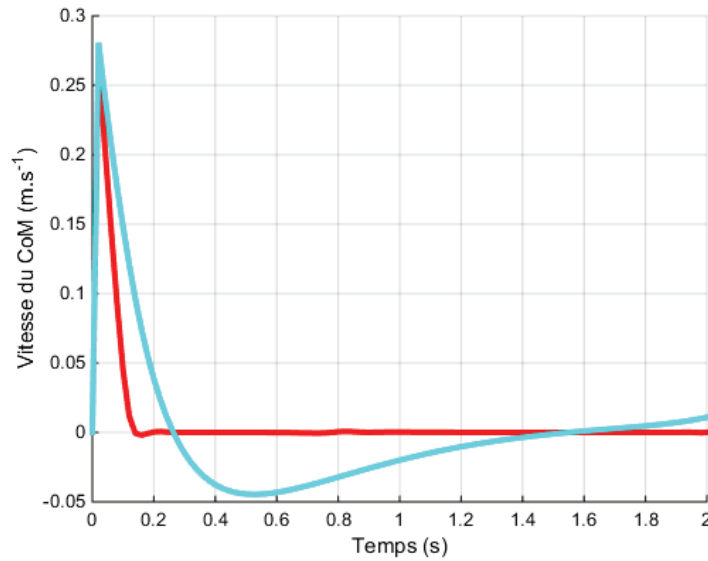


Figure 49 : Différence d'évolution de la vitesse du CoM pour une pondération des stratégies faible ( $W_s=10^{-2}$ , courbe rouge) ou forte ( $W_s=1$ , courbe bleue) à partir d'une vitesse initiale du CoM de  $0,3 \text{ m.s}^{-1}$ .

Les Figure 50a et Figure 50b montrent la conséquence de la modification de  $W_s$  sur l'évolution des stratégies. Lorsque  $W_s$  est faible (courbe rouge) les stratégies sont utilisées plus fortement pour faire revenir le système dans un état d'équilibre. Cet effet est visible au début du rattrapage (*i.e.* avant 200 ms) sur la stratégie de hanche avec un pic de couple hanche plus important. Mais il est aussi très présent sur la deuxième partie du rattrapage (*i.e.* après 200 ms) avec une augmentation du couple cheville et l'apparition d'une phase de décélération du volant d'inertie (couple hanche négatif) marquée.

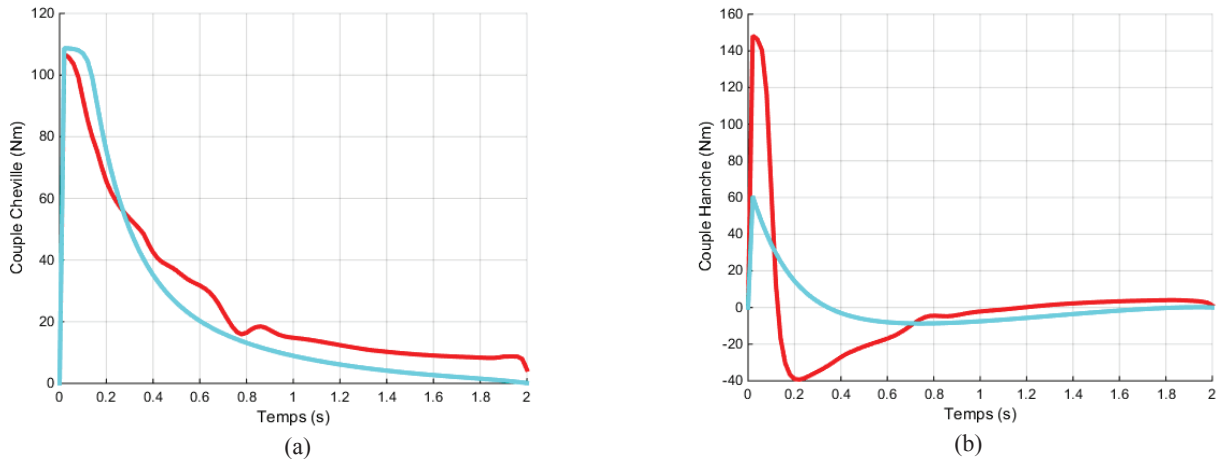


Figure 50 : Différence d'utilisation de la stratégie de cheville (a) et de hanche (b) pour une pondération forte (courbe rouge) et une pondération faible (courbe bleue) à partir d'une perturbation correspondante à une vitesse initiale du CoM.

Ces résultats peuvent être observés de manière plus quantifiable en utilisant l'aire sous les courbes, *i.e.* l'intégrale de la valeur absolue de la variable étudiée par rapport au temps.



L'utilisation de la valeur absolue permet de prendre en compte la surface du profil négatif de la stratégie de hanche ainsi que la surface de la vitesse du CoM lorsque celle-ci est négative. Dans le cas de la stratégie de hanche et cheville, plus l'aire sera importante, plus la stratégie est utilisée. Pour la vitesse du CoM, cette aire donne une information sur le déplacement (la longueur de la trajectoire) du CoM jusqu'au retour à l'équilibre. Dans les deux cas cette information est reliée au terme de la fonction de coût (c'est la racine carré de ce terme)

Les résultats affichés dans la Figure 51 montrent l'évolution de l'aire sous la courbe du CoM (*i.e.* son déplacement) pour différentes valeurs de  $W_s$  et différentes perturbations. Conformément à ce que l'on pouvait attendre, plus le poids attribué aux stratégies est important par rapport à celui attribué à la minimisation de la vitesse du CoM (*i.e.* plus  $W_s$  augmente), plus le déplacement du CoM est important. Cet effet est d'autant plus important que la perturbation augmente. Pour les plus fortes valeurs de  $W_s$  (*i.e.*  $>10$ ) on observe même des déplacements du CoM supérieurs à la longueur de la BoS pour les perturbations les plus importantes. Dans ces configurations, le modèle ne rattrape pas son équilibre. Ainsi, des valeurs trop importantes de  $W_s$  impactent le seuil de rattrapage et plus particulièrement : le réduisent.

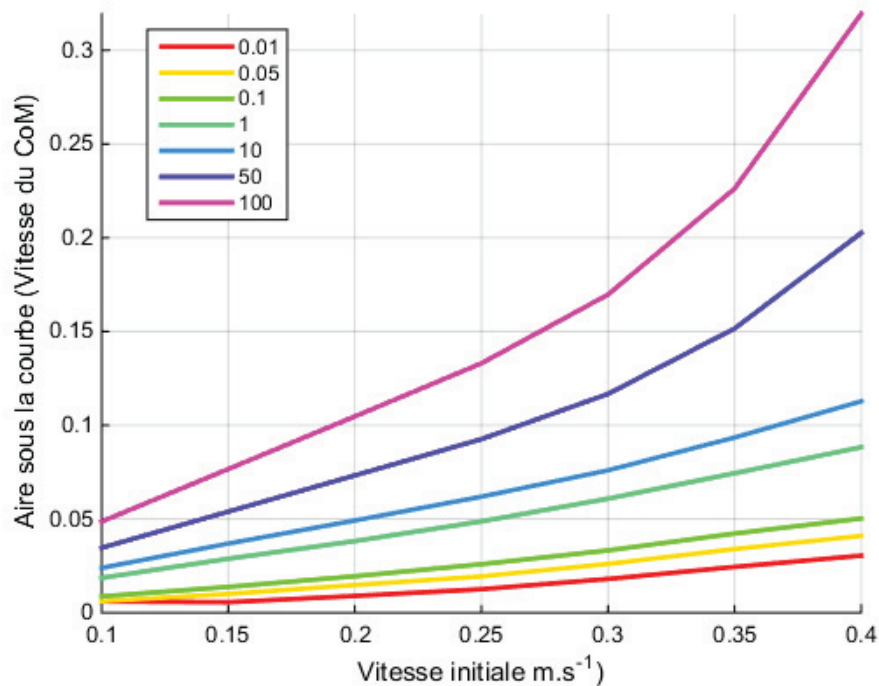


Figure 51 : Résultats des aires sous la courbe d'évolution du CoM (*i.e.* quantités de déplacement) pour différentes pondérations de  $W_s$  et différentes perturbation par application d'une vitesse initiale.

Les Figure 52a et Figure 52b représentent respectivement l'influence de  $W_s$  sur l'utilisation des stratégies cheville et hanche. L'utilisation de la stratégie de cheville reste inchangée et c'est celle de la stratégie de hanche qui a tendance à augmenter.

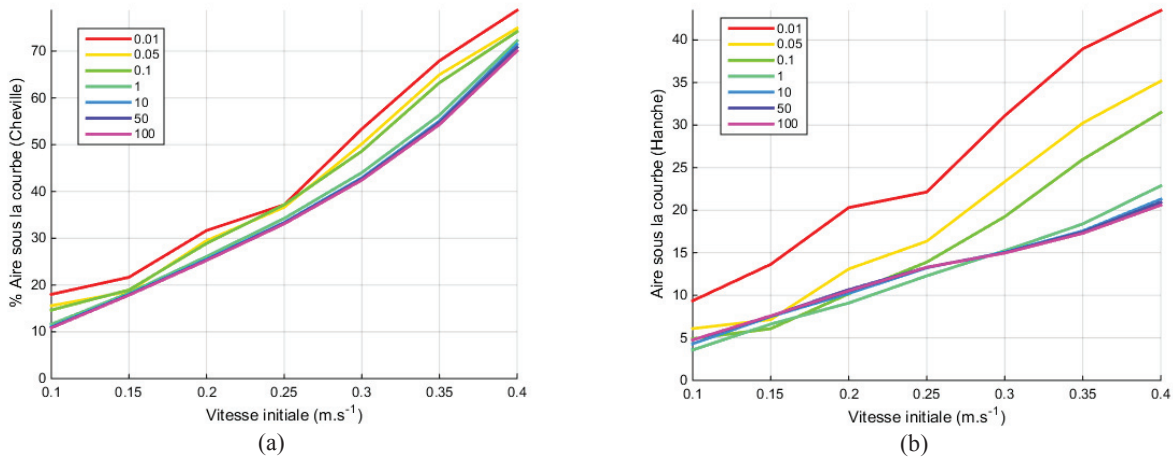


Figure 52 : (a) Aires sous la courbe relative (a) à l'utilisation de la stratégie de cheville en N.m.s et (b) à l'utilisation de la stratégie de hanche en N.m.s pour différentes pondérations  $W_s$  et différentes perturbations.

Plusieurs constats peuvent être faits sur ces résultats. Tout d'abord, ils confirment l'importance de l'utilisation des stratégies très tôt après le début de la perturbation. Il a été montré que du fait de la divergence exponentielle du pendule par rapport à son point d'équilibre, plus les actions de rattrapages interviennent tôt, plus celles-ci ont un effet sur la décélération du CoM (Koolen et al., 2012). De fait, nous observons ici une utilisation très forte des stratégies dès les premiers instants du rattrapage. Lorsque le coût  $W_s$  associé à l'utilisation de ces stratégies augmente, cela a une influence plus marquée sur la fin du rattrapage. En effet il apparaît plus « rentable » d'utiliser assez fortement les stratégies dès le début pour limiter de manière efficace la divergence du CoM et ainsi de contrôler de manière plus lâche la convergence du CoM vers une vitesse nulle.

Un autre constat est que l'utilisation de la stratégie de cheville semble relativement invariante en comparaison de l'utilisation de la stratégie de hanche, qui est fortement impactée par le choix de la valeur de  $W_s$ . Une explication est que la stratégie de cheville est plus efficace que la stratégie de hanche pour contrôler le CoM. Cela vient notamment du fait que l'utilisation de la stratégie de hanche passe par l'accélération puis la décélération du volant d'inertie. Cette phase de décélération, nécessaire pour limiter l'angle de rotation du volant, a un coût en termes d'utilisation des stratégies et est contreproductive sur la décélération du CoM. Ainsi, pour limiter le coût des stratégies, il paraît donc cohérent d'intervenir prioritairement sur la stratégie de hanche (la moins efficace) plutôt que sur la stratégie de cheville.

### 3.2.2 Pondération des stratégies en support fixe

Maintenant nous nous intéressons plus spécifiquement à la pondération entre les deux stratégies en support fixe : la stratégie cheville et la stratégie de hanche ( $w_h$ ). Les pondérations du terme regroupant les stratégies ( $W_s$ ) par rapport à l'objectif est constant ( $W_s = 1$ ).

La Figure 53a présente l'évolution du couple de cheville pour une perturbation initiale appliquée au CoM de  $0.3\text{m.s}^{-1}$ . La Figure 53b celle de l'évolution du couple hanche pour

les mêmes conditions de perturbation. Dans ces deux figures, la courbe rouge est le résultat d'une pondération faible de la stratégie de hanche ( $W_h = 0.01$ ) et la bleue celle d'une pondération forte ( $W_h = 100$ ). De façon logique, plus  $W_h$  est importante, moins la stratégie de hanche est utilisée : quand la pondération est élevée, le couple est quasi inexistant et quand la pondération est faible le profil *bang-bang* apparaît nettement. L'effet sur la stratégie de cheville est opposé : plus la pondération  $W_h$  est importante plus la stratégie de cheville sera utilisée.

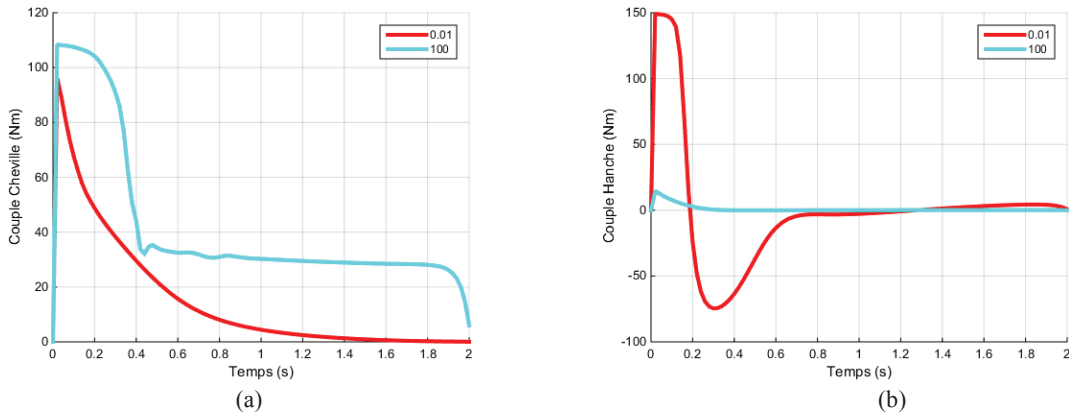


Figure 53 : (a) Couple développé (a) à la cheville (b) à la hanche pour deux pondérations de  $W_h$  et pour une perturbation initiale de 0.3m/s.

En complément la Figure 54 affiche l'évolution de la vitesse du CoM sur le temps de simulation. Nous pouvons constater que la durée nécessaire à stabiliser le système est sensiblement équivalente. En revanche, lorsque la stratégie de hanche est prioritaire ( $W_h$  faible), et que les stratégies ont un coût relativement important ( $W_s = 1$ , cf. §3.2.1), le CoM présente une oscillation assez importante autour de la vitesse de consigne.

La longueur de la trajectoire parcourue par le CoM jusqu'à la stabilisation (l'aire entre la courbe et l'axe horizontal) ne semble pas réellement affectée par le changement de valeur de  $W_h$ . Ainsi, l'ajustement de l'utilisation des stratégies semble pouvoir se faire sans pour autant impacter l'objectif principal de minimisation de la vitesse du CoM sur l'horizon de temps. Autrement dit il semble possible d'ajuster de manière indépendante  $W_s$  et  $W_h$ . Cependant l'excursion (*i.e.* le plus grand éloignement par rapport à la position d'origine) du CoM est fortement dépendante de  $W_h$  (plus limité lorsque  $W_h$  est faible). Ce résultat illustre simplement que l'objectif sur le CoM concerne la minimisation de sa vitesse sur l'ensemble de l'horizon de temps, et non son excursion. Ainsi le fait que  $W_s$  et  $W_h$  puissent être ajustés de manière quasiment indépendante ne signifie pas que la trajectoire du CoM ne sera pas impactée.

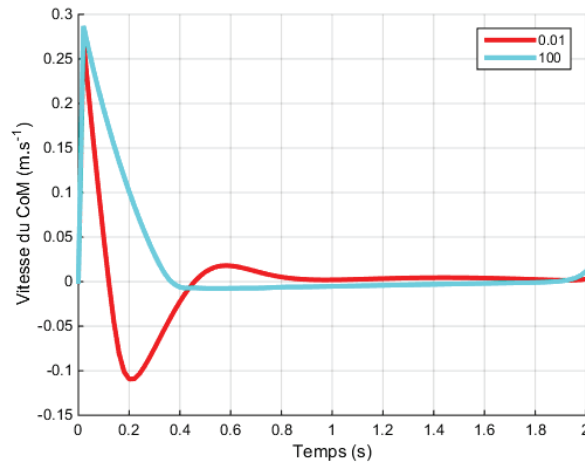


Figure 54 : Evolution de la vitesse du centre de masse pour deux valeurs de  $W_h$  ( $W_h = 0.01$ , courbe rouge ;  $W_h = 100$ , courbe bleu) et pour une perturbation initiale de  $0.3\text{m/s}$ .

L'aire renvoyée pour la stratégie de cheville et de hanche sont respectivement affichées dans la Figure 55a et Figure 55b. De même que précédemment, lorsque la pondération d'une stratégie augmente, l'aire sous la courbe de cette stratégie est diminuée. Plus la perturbation est importante et plus les stratégies sont utilisées de façon importante afin de respecter l'objectif principal qui est de ramener la vitesse du CoM à 0.

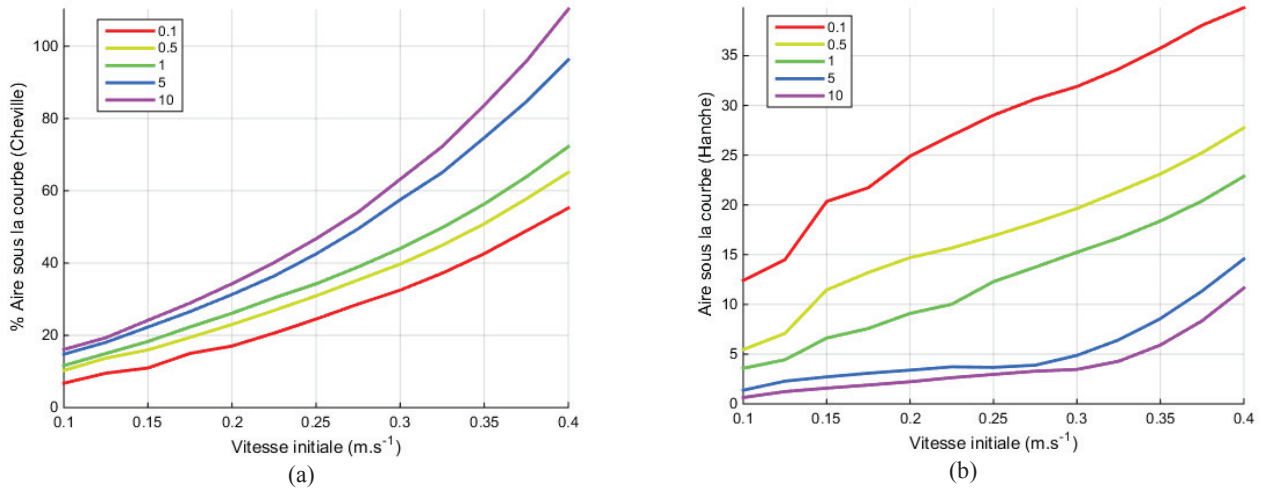


Figure 55 : (a) aire sous la courbe relative à l'utilisation de la stratégie de cheville (b) aire sous la courbe relative à l'utilisation de la stratégie de hanche pour différentes pondération de la stratégie de hanche  $W_h$  et différentes perturbations

### 3.2.3 Stratégies de changement de support

Dans cette section, nous rajoutons la possibilité de faire un pas de rattrapage grâce au terme de minimisation de l'accélération du pied. Cette fois, nous jouons uniquement sur la pondération  $w_f$  et les pondérations relatives aux stratégies de hanche et de cheville sont égales ( $w_h = 1$ ). La fonction de coût utilisée est donc :

$$\frac{\|C_{k+1}^{\cdot}\|^2}{\widetilde{C_{k+1}^{\cdot}}^2} + \frac{W_s}{1 + w_h + w_f} \left[ \frac{\|Z_{k+1} - F_{k+1}\|^2}{\widetilde{Z_{k+1}}^2} + w_h \frac{\|\theta_{k+1}^{\cdot\cdot}\|^2}{\widetilde{\theta_{k+1}^{\cdot\cdot}}^2} + w_f \frac{\|F_{k+1}^{\cdot\cdot}\|^2}{\widetilde{F_{k+1}^{\cdot\cdot}}^2} \right] \quad (34)$$

Cependant, une difficulté apparaît lorsque l'on utilise cette forme de la fonction de coût. En effet plusieurs phénomènes rendent difficile l'intégration du terme lié au pas de rattrapage avec ceux liés aux stratégies en support fixe :

- L'effet mécanique du pas intervient relativement tard par rapport aux autres stratégies : il faut ajouter le temps de préparation du pas (160 ms) et la durée d'exécution du pas (*i.e.* de la phase oscillante, soit au moins 100 ms). Or, comme mentionné précédemment (cf. §3.2.2) les stratégies doivent être actionnées au plus vite afin d'éviter la divergence du CoM. Ainsi, les stratégies de support fixe se retrouvent systématiquement très fortement activées dans cette phase initiale du rattrapage, et ce phénomène est relativement indépendant du poids  $w_f$  utilisé.
- A contrario, le fait de faire un pas a une influence extrêmement forte sur la capacité à réduire la vitesse du CoM. Cette influence est potentiellement bien plus importante que celle des stratégies en support fixe.
- La forme du coût associé au pas de rattrapage (fonction quadratique) n'engendre pas de discontinuité dans l'utilisation des pas : une petite perturbation entraîne un pas de rattrapage, même extrêmement petit et même si celui-ci n'est pas nécessaire ou souhaité. Ce phénomène peut être limité mais uniquement à condition d'associer un coût très important au fait de faire un pas (cf. Figure 56). Avec la forme de la fonction de coût actuelle cela revient implicitement à réduire fortement le poids relatif des stratégies par rapport à la minimisation de l'objectif.

De fait, la forme actuelle de la fonction de coût ne s'avère pas satisfaisante. Une solution pour contourner, en partie, ces difficultés consiste à faire varier  $w_f$  indépendamment des stratégies de support fixe. La fonction de coût prendrait alors la forme suivante :

$$\frac{\|C_{k+1}^{\cdot}\|^2}{\widetilde{C_{k+1}^{\cdot}}^2} + \frac{W_s}{1 + w_h} \left[ \frac{\|Z_{k+1} - F_{k+1}\|^2}{\widetilde{Z_{k+1}}^2} + w_h \frac{\|\theta_{k+1}^{\cdot\cdot}\|^2}{\widetilde{\theta_{k+1}^{\cdot\cdot}}^2} \right] + w_f \frac{\|F_{k+1}^{\cdot\cdot}\|^2}{\widetilde{F_{k+1}^{\cdot\cdot}}^2} \quad (35)$$

La Figure 56 présente l'évolution du choix de la longueur de pas en fonction de la pondération  $w_f$ . Les résultats montrent qu'une pondération inférieure à  $10^5$  permet de déclencher un pas dès les plus faibles perturbations. Au fur et à mesure de l'augmentation de la pondération le fait de faire un petit pas commence à être de plus en plus coûteux

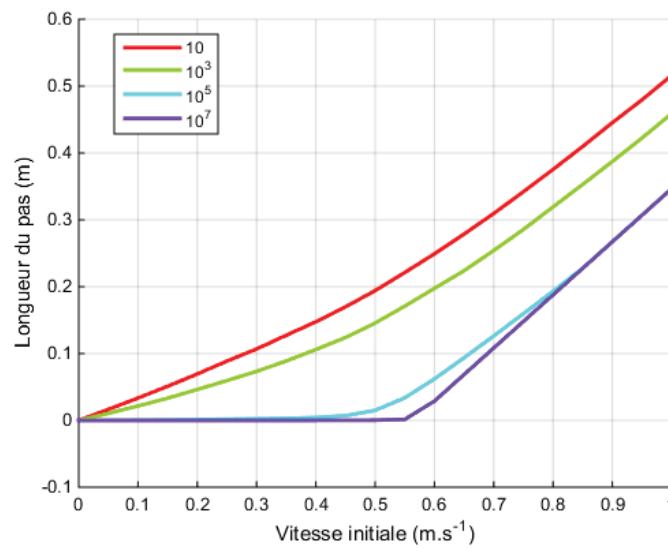


Figure 56 : Seuil de déclenchement du pas en fonction de la pondération  $w_f$  qui lui est appliquée.

A partir d'une pondération de  $10^7$ , la limite de déclenchement du pas est réalisée pour une perturbation supérieure à  $0.5 \text{ m.s}^{-1}$  qui correspond au seuil de rattrapage des stratégies en support fixe. Le choix d'une pondération trop importante empêche alors le modèle de revenir dans un état d'équilibre bien que l'objectif ne soit pas respecté (*i.e.* ramener la vitesse du CoM à 0) car le coût du pas devient prépondérant sur le coût de l'objectif.

Utilisons comme cas concret une vitesse de perturbation de  $0.4 \text{ m.s}^{-1}$ , une stratégie de hanche fixée à  $w_h = 1$  et une pondération  $w_h$  variable (Cf. Tableau 21).

Perturbation	Pondération du pas ( $w_f$ )	Aire cheville	Aire Hanche	Longueur du pas (m)	Temps du pas (ms)	Déplacement du CoM (m)	Rattrapage
0,4m/s	10	108	43	0,05	320	0,0618	oui
	$10^3$	111	44	0,005	320	0,0648	oui
	$10^5$	113	45	0,003	320	0,0688	oui
	$10^7$	113	46	-	-	0,0693	oui

Tableau 21 : Récapitulatif des différentes variables en fonction de différentes pondération du pas de rattrapage.

La pondération du pas de rattrapage limite la longueur et le déclenchement du pas. Pour la perturbation testée, cet effet n'est visible qu'entre la pondération  $W_s = 10^2$  et  $10^5$ . Les stratégies de support fixe sont quant à elles utilisées de la même façon quelle que soit la pondération. Par conséquent, lorsque le pas n'est pas déclenché le déplacement du CoM est légèrement augmenté.

## 4. Conclusion

L'objectif de ce chapitre consistait à reprendre le modèle de rattrapage d'équilibre précédemment mis en place dans la thèse de Zohaib Aftab et de le rendre plus facilement

utilisable et exploitable. Après un travail d'implémentation, nous avons notamment proposé une nouvelle formulation de la fonction de coût.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés à la capacité de ce modèle à déterminer les seuils de rattrapage d'équilibre. Nous avons montré que ces seuils étaient principalement dictés par les contraintes sur l'utilisation des actions de rattrapage. En réutilisant les contraintes identifiées au Chapitre 2 nous avons obtenus des seuils de rattrapage tout à fait cohérents avec la littérature. Nous avons aussi pu vérifier que le comportement du modèle, en particulier les caractéristiques des pas de rattrapage, pour ces perturbations seuils était cohérent.

Dans un deuxième temps, nous avons exploré la nouvelle formulation de la fonction de coût, ne comportant qu'un terme lié à l'objectif de minimisation de la vitesse du CoM et un terme associé à l'utilisation de chacune des stratégies de rattrapage. Tout d'abord nous avons pu constater que cette fonction de coût, bien que réduite, permet de contrôler le modèle de manière tout à fait correcte et très stable. De plus la formulation proposée s'avère intéressante lorsque l'on ne considère que les stratégies de support fixe (hanche et cheville) car elle offre la possibilité de réguler indépendamment l'utilisation des stratégies entre elles ou par rapport à l'objectif. En revanche, les résultats n'ont pas été satisfaisants lorsque nous avons intégré l'utilisation d'un pas de rattrapage. En particulier l'influence relative de cette stratégie sur la vitesse CoM par rapport aux stratégies de support fixe est trop importante pour pouvoir les traiter ensemble. Une piste alternative a été proposée mais ce travail reste à poursuivre.

Parmi les perspectives à explorer pour continuer ce travail nous pouvons évoquer l'utilisation d'outils d'optimisation multi-objectif qui pourrait nous aider sur la détermination des poids à utiliser. De plus, une des difficultés consiste à faire apparaître une discontinuité dans l'utilisation d'un ou des pas de rattrapage, afin d'éviter que le contrôleur ne choisisse de faire systématiquement des tout petits pas. Une piste consisterait à ajouter un coût fixe au fait de faire un pas. Cependant cela rendrait la contrainte non-linéaire. Une autre piste proposée par Dimitrov et al. (2011) consisterait à modifier la formulation de la norme du vecteur. Enfin, il serait intéressant d'explorer des coûts non pas basés sur la norme du vecteur à chaque instant de l'horizon de temps mais sur d'autres critères tels que le min-max utilisé dans l'estimation des efforts musculaires (Rasmussen et al., 2001).



# Conclusions générales

## Résumé de l'objectif et contributions

---

La littérature expérimentale, bien qu'abondante, ne nous permet pas de prédire les conséquences d'une perturbation d'équilibre. Après avoir fait l'inventaire des différents modèles du rattrapage d'équilibre, nous en avons conclu que les hypothèses sur lesquelles se basent ces travaux sont trop fortes et ne permettent pas d'évaluer les conséquences d'une perturbation sur le rattrapage humain.

L'objectif de cette thèse était de proposer un modèle numérique capable d'évaluer les conséquences d'une perturbation sur le risque de chute. En particulier, nous souhaitions pouvoir traiter le cas des perturbations continues et notamment évaluer l'influence des paramètres d'une perturbation continue sur la possibilité et la difficulté du rattrapage.

### Un modèle d'estimation du seuil de rattrapage d'équilibre

Nous avons proposé au chapitre 2 un modèle simple du rattrapage d'équilibre se basant sur l'utilisation maximale des stratégies disponibles (cheville, hanche et pas). Ce modèle est développé pour des situations très simples : une personne debout sans mouvement, les deux pieds au sol et sans autres appuis. En le comparant à des résultats de la littérature expérimentale nous avons montré que ce modèle permet d'estimer le seuil de rattrapage humain après l'application d'une perturbation discrète pour une population jeune ou âgée. Ce modèle a ensuite été étendu pour prendre en compte des perturbations continues (chapitre 4). Les résultats montrent que le modèle proposé permet d'avoir une première approximation des seuils de rattrapage. Du fait des hypothèses d'utilisation des stratégies il apparaît cependant limité pour traiter le cas de variations relativement lentes de la perturbation.

### Evaluation expérimentale des paramètres de la perturbation

La littérature expérimentale ne fournit pas (ou très peu) d'information sur l'influence des paramètres d'une perturbation continue alors qu'ils jouent un rôle important sur l'issue du rattrapage d'équilibre. Grâce au travail expérimental présenté dans le chapitre 3 nous avons quantifié les effets du jerk et du plateau de perturbation sur le seuil de rattrapage pour une population jeune. Nous avons également proposé une quantification de l'influence de ces paramètres sur le ressenti des personnes quant à la difficulté à rattraper leur équilibre.

### Evaluation numérique de la difficulté à rattraper une perturbation (et application concrète)

A partir du modèle proposé au chapitre 4, nous avons déterminé un moyen de quantifier la difficulté à revenir dans un état d'équilibre. Les résultats ont été validés par rapport à des données expérimentales de la littérature dans le cas de perturbation continue et sur nos propres données expérimentales (chapitre 3). Le modèle a ensuite été utilisé sur un



cas applicatif concret : l'évaluation de l'influence du Jerk lors de freinages d'urgence de tramways sur le risque de chute des passagers.

### Vers un contrôle des stratégies ?

Dans le dernier chapitre nous avons repris et prolongés des travaux antérieurs sur le contrôle de l'équilibre. Le modèle, basé sur la commande prédictive, permet de réguler l'utilisation des actions de rattrapage en fonction de la situation. Nous avons notamment validé ce modèle vis-à-vis des seuils de rattrapage d'équilibre. Nous nous sommes également appliqués à le rendre plus facilement utilisable, notamment en ce qui concerne les pondérations à utiliser pour représenter différents comportements humains.

## Limitations

---

Tout au long de ce manuscrit nous avons fait plusieurs hypothèses qui permettent d'avoir de bons résultats en ce qui concerne l'évaluation du seuil de perturbation, des caractéristiques du rattrapage et de la cinématique. Toutefois plusieurs améliorations peuvent être apportées.

### Conditions initiales

Le modèle se tient dans une position debout, immobile, sans appuis supplémentaires avant l'application de la perturbation. Les perturbations et l'ensemble des stratégies de rattrapage sont considérés uniquement dans le plan sagittal, les appuis doivent être coplanaires. Ces limitations restent d'ordre pratique plus que théorique. Concernant les directions de perturbation, il s'agirait essentiellement de modifier les contraintes limitant l'utilisation des stratégies en fonction de la direction de perturbation. Concernant l'utilisation d'appuis non-coplanaires plusieurs solutions ont déjà été proposées dans la littérature (Mansour, 2013; Mansour et al., 2011). Ces améliorations permettront de représenter des situations plus réalistes.

### Population représentée

Nous avons proposé deux sets de paramètres pour représenter une population jeune et une population âgée. Les valeurs de ces paramètres sont calculées à partir des données de la littérature pour un cas de perturbation particulier (*tether-release*). Il serait intéressant de pouvoir évaluer ces paramètres pour d'autres types de perturbation, notamment des perturbations plus graduelles. Une première piste pour des sujets jeunes serait évidemment d'exploiter les données expérimentales que nous avons récoltées. Ce paramétrage pourra également être adapté pour d'autres populations comme des personnes à mobilité réduite ou ayant une pathologie particulière.

### Influence de la perturbation

L'expérimentation proposée en Chapitre 3 permet un début d'information sur le seuil de rattrapage. Toutefois la fenêtre observée est assez restreinte, il serait intéressant de pouvoir constater expérimentalement l'effet de saturation du jerk lorsqu'il devient trop

important. Il serait également intéressant de reproduire ce type d'expérimentation sur d'autre population plus fragiles, et en particuliers des personnes âgées.

### Etude approfondie du contrôleur

Dans le dernier chapitre nous avons étudiée la formulation d'une fonction de coût avec des termes propres à l'objectif du rattrapage (*i.e.* minimisation de la vitesse du CoM) et de ses trois stratégies. Nous avons montré que la pondération à utiliser était déterminante sur la réponse du modèle notamment pour représenter les performances sous-maximales ou les réactions adoptées dans des environnements spécifiques. Une étude plus approfondie est nécessaire pour justifier le choix de cette pondération et pour permettre «d'automatiser» cette tâche, par exemple via un superviseur qui serait capable d'adapter la pondération à la situation (espace disponible avant de heurter un obstacle par exemple). L'étape suivante consistera à modéliser les aspects sensoriels et cognitifs pour représenter les mécanismes permettant au système nerveux central de percevoir l'état dans lequel il se trouve ainsi que les mécanismes relatifs à la prise de décision sur la régulation des actions de rattrapage

## Bibliographie

---

- Adams, P., Martinez, M., Vickerie, J., Kirzinger, W., 2011. Summary health statistics for the U.S. population: National Health Interview Survey, 2010. Vital Heal. Stat.
- Aftab, Z., 2012. Simulation of Balance Recovery : Application to the standing passengers of public transport.
- Aftab, Z., Robert, T., Wieber, P., 2012a. Simulating the effect of upper-body inertia on human balance recovery. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 15, 148–150.
- Aftab, Z., Robert, T., Wieber, P.-B., 2012b. Ankle, hip and stepping strategies for humanoid balance recovery with a single Model Predictive Control scheme. 2012 12th IEEE-RAS Int. Conf. Humanoid Robot. (Humanoids 2012) 159–164.
- Aftab, Z., Robert, T., Wieber, P.-B., 2012c. Predicting multiple step placements for human balance recovery tasks. *J. Biomech.* 45, 2804–9.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Mademli, L., 2008. Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly. *J. Biomech.* 41, 1754–1761.
- Aruin, a. S., Forrest, W.R., Latash, M.L., 1998. Anticipatory postural adjustments in condition of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 109, 350–359.
- Atkeson, C.G., Stephens, B., 2007. Multiple Balance Strategies From One Optimization Criterion Multiple Balance Strategies From One Optimization Criterion.
- Azevedo, C., Poignet, P., Espiau, B., 2002. Moving horizon control for biped robots without reference trajectory. In: *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.02CH37292)*. IEEE, pp. 2762–2767.
- Baloh, R.W., Fife, T.D., Zwerling, L., Socotch, T., Jacobson, K., Bell, T., Beykirch, K., 1994. Comparison of Static and Dynamic Posturography in Young and Older Normal People. *J. Am. Geriatr. Soc.* 42, 405–412.
- Bariatsky, D., 2013. Validation d’une méthode de détermination du seuil de déclenchement d’un pas protectif chez le jeune adulte. Master’s thesis. Aix-Marseille Université.
- Barrett, R.S., Cronin, N.J., Lichtwark, G. a., Mills, P.M., Carty, C.P., 2012. Adaptive recovery responses to repeated forward loss of balance in older adults. *J. Biomech.* 45, 183–187.
- Bhatt, T., Wang, E., Pai, Y.-C., 2006. Retention of adaptive control over varying intervals: prevention of slip- induced backward balance loss during gait. *J. Neurophysiol.* 95, 2913–22.
- Björnstig, Albertsson, Björnstig, J., 2005. Injury events among bus and coach occupants. *IATSS Res.* 29, 79–87.
- Bonnet, V., Lagarde, J., Fraise, P., Ramdani, N., Ramdani, S., Poignet, P., Bardy, B., 2008. Modeling human postural coordination to improve the control of balance in humanoids. *Proc. 2007 7th IEEE-RAS Int. Conf. Humanoid Robot. HUMANOIDS 2007* 324–329.

- Bosse, I., Oberländer, K.D., Savelberg, H.H., Meijer, K., Brüggemann, G.-P., Karamanidis, K., 2012. Dynamic stability control in younger and older adults during stair descent. *Hum. Mov. Sci.* 31, 1560–70.
- Bothner, K.E., Jensen, J.L., 2001. How do non-muscular torques contribute to the kinetics of postural recovery following a support surface translation? *J. Biomech.* 34, 245–50.
- Cafiso, S., Di Graziano, A., Pappalardo, G., 2013. Using the Delphi method to evaluate opinions of public transport managers on bus safety. *Saf. Sci.* 57, 254–263.
- Carbonneau, E., Smeesters, C., 2014. Effects of age and lean direction on the threshold of single-step balance recovery in younger, middle-aged and older adults. *Gait Posture* 39, 365–371.
- Carpenter, M.G., Thorstensson, A., Cresswell, A.G., 2005. Deceleration affects anticipatory and reactive components of triggered postural responses. *Exp. Brain Res.* 167, 433–445.
- Carty, C.P., Mills, P., Barrett, R., 2011. Recovery from forward loss of balance in young and older adults using the stepping strategy. *Gait Posture* 33, 261–7.
- Cheng, K.B., Wang, K.-M., Kuo, S.-Y., 2015. Role of arm motion in feet-in-place balance recovery. *J. Biomech.* 48, 3155–3162.
- Cyr, M.-A., Smeesters, C., 2007. Instructions limiting the number of steps do not affect the kinetics of the threshold of balance recovery in younger adults. *J. Biomech.* 40, 2857–64.
- Cyr, M.-A., Smeesters, C., 2009. Kinematics of the threshold of balance recovery are not affected by instructions limiting the number of steps in younger adults. *Gait Posture* 29, 628–33.
- De Graaf, B., Van Weperen, W., 1997. The retention of balance: an exploratory study into the limits of acceleration the human body can withstand without losing equilibrium. *Hum. Factors* 39, 111–8.
- Diedam, H., Dimitrov, D., Wieber, P.B., Mombaur, K., Diehl, M., 2008. Online walking gait generation with adaptive foot positioning through linear model predictive control. 2008 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst. IROS 1121–1126.
- Diener, H.C., Dichgans, J., Bacher, M., Gompf, B., 1984. Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 57, 134–142.
- Diener, H.C., Horak, F.B., Nashner, L.M., 1988. Influence of stimulus parameters on human postural responses. *J. Neurophysiol.* 59, 1888–1905.
- Dimitrov, D., Paolillo, A., Wieber, P.B., 2011. Walking motion generation with online foot position adaptation based on  $\ell_1$ - and  $\ell_\infty$ -norm penalty formulations. *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.* 3523–3529.
- Do, M.C., Schneider, C., Chong, R.K., 1999. Factors influencing the quick onset of stepping following postural perturbation. *J. Biomech.* 32, 795–802.
- Era, P., Heikkinen, E., 1985. Postural Sway During Standing and Unexpected Disturbance of Balance in Random Samples of Men of Different Ages. *J. Gerontol.* 40, 287–295.

- Forner Cordero, A., Koopman, H.F.J.M., Van der Helm, F.C.T., 2003. Multiple-step strategies to recover from stumbling perturbations. *Gait Posture* 18, 47–59.
- Fujimoto, M., Bair, W.-N., Rogers, M.W., 2015. Center of pressure control for balance maintenance during lateral waist-pull perturbations in older adults. *J. Biomech.* 48, 963–968.
- Goswami, a., 1999. Postural Stability of Biped Robots and the Foot-Rotation Indicator (FRI) Point. *Int. J. Rob. Res.* 18, 523–533.
- Goswami, a., Kallem, V., 2004. Rate of change of angular momentum and balance maintenance of biped robots. *IEEE Int. Conf. Robot. Autom. 2004. Proceedings. ICRA '04.* 2004 4.
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Gruber, M., 2012. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. *J. Aging Res.* 2012, 708905.
- Granacher, U., Zahner, L., Gollhofer, A., 2008. Strength, power, and postural control in seniors: Considerations for functional adaptations and for fall prevention. *Eur. J. Sport Sci.* 8, 325–340.
- Halpern, P., Siebzeher, M.I., Aladgem, D., Sorkine, P., Bechar, R., 2005. Non-collision injuries in public buses: a national survey of a neglected problem. *Emerg. Med. J.* 22, 108–10.
- Hasson, C.J., Van Emmerik, R.E.A., Caldwell, G.E., 2008. Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. *J. Biomech.* 41, 2121–2129.
- Herd, A., Diedam, H., Wieber, P., 2010a. Online walking motion generation with automatic footstep placement. *Adv. ...* 6, 5–6.
- Herd, A., Perrin, N., Wieber, P.-B., 2010b. Walking without thinking about it. 2010 *IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.* 190–195.
- Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W.E., 2005. The condition for dynamic stability. *J. Biomech.* 38, 1–8.
- Hofmann, A., 2006. Robust Execution of Bipedal Walking Tasks From Biomechanical Principles. Massachusetts Institute of Technology.
- Horak, F.B., Diener, H.C., Nashner, L.M., 1989. Influence of central set on human postural responses. *J. Neurophysiol.* 62, 841–853.
- Horak, F.B., Nashner, L.M., 1986. Central Programming of Postural Movements : Adaptation to Altered Support-Surface Configurations. *J. Neurophysiol.* 55, 1369–1381.
- Hoyet, L., Multon, F., 2011. Comparison of models of dynamic balance in biological motions. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 14, 183–184.
- Hsiao, E.T., Robinovitch, S.N., 1997. Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *J. Biomech.* 31, 1–9.
- Hsiao, E.T., Robinovitch, S.N., 1999. Biomechanical influences on balance recovery by stepping. *J. Biomech.* 32, 1099–106.
- Hsiao, E.T., Robinovitch, S.N., 2001. Elderly subjects' ability to recover balance with a single backward step associates with body configuration at step contact. *J. Gerontol.*

- A. Biol. Sci. Med. Sci.
- Hsiao-Weckslar, E.T., Robinovitch, S.N., 2007. The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clin. Biomech.* 22, 574–80.
- Inoue, K., 2005. Protective movements during sideways falls from standing height. *J. Physiol. Anthropol. Appl. Human Sci.* 24, 371–374.
- Jongkees, Groen, 1942. De standvastigheid van den mensch. *Ned. Tijdschrift voor Geneeskde.* 86, 1401–1407.
- Kajita, S., Kanehiro, F., Kaneko, K., Fujiwara, K., Harada, K., Yokoi, K., Hirukawa, H., 2003. Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point. *Robot. Autom. 2003. Proceedings. ICRA'03. IEEE Int. Conf.* 2, 1620–1626.
- Kajita, S., Tani, K., 1991. Study of Dynamic Biped locomotion on Rugged Terrain. *Proc. 1991 IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., Mademli, L., 2008. Age-related deficit in dynamic stability control after forward falls is affected by muscle strength and tendon stiffness. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 18, 980–9.
- Kim, S., 2012. Role of Upper Limbs: Slip-induced Falls. *Int. J. Appl.* 2, 103–108.
- King, G.W., Akula, C.K., Luchies, C.W., 2012. Age-related differences in kinetic measures of landing phase lateral stability during a balance-restoring forward step. *Gait Posture* 35, 440–5.
- King, G.W., Luchies, C.W., Stylianou, A.P., Schiffman, J.M., Thelen, D.G., 2005. Effects of step length on stepping responses used to arrest a forward fall. *Gait Posture* 22, 219–24.
- King, M.B., Judge, J.O., Wolfson, L., 1994. Functional base of support decreases with age. *J. Gerontol.* 49, M258–63.
- Koolen, T., de Boer, T., Rebula, J., Goswami, A., Pratt, J., 2012. Capturability-based analysis and control of legged locomotion, Part 1: Theory and application to three simple gait models. *Int. J. Rob. Res.* 31, 1094–1113.
- Li, Z., Zhou, C., Dallali, H., Tsagarakis, N.G., Caldwell, D.G., 2014. Comparison study of two inverted pendulum models for balance recovery. In: 2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots. Madrid, Spain, pp. 67–72.
- Lim, H.-O., Takanishi, a., 2000. Waseda biped humanoid robots realizing human-like motion. 6th Int. Work. Adv. Motion Control. Proc. (Cat. No.00TH8494).
- Lin, S.-I., Woollacott, M.H., 2002. Postural muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults. *J. Mot. Behav.* 34, 37–44.
- Luchies, C.C.W., Alexander, N.N.B., Schultz, A.B., Ashton-Miller, J., 1994. Stepping responses of young and old adults to postural disturbances: kinematics. *J. ...* 42, 506–512.
- Mademli, L., Arampatzis, A., Karamanidis, K., 2008. Dynamic stability control in forward falls: Postural corrections after muscle fatigue in young and older adults. *Eur. J. Appl. Physiol.* 103, 295–306.
- Madigan, M.L., Lloyd, E.M., 2005. Age-related differences in peak joint torques during the support phase of single-step recovery from a forward fall. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 60, 910–914.

- Maki, B.E., McIlroy, W.E., 1997. The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. *Phys. Ther.* 77, 488–507.
- Maki, B.E., McIlroy, W.E., 2006. Control of rapid limb movements for balance recovery: Age-related changes and implications for fall prevention. *Age Ageing* 35, 12–18.
- Maki, B.E., Ostrovski, G., 1993. Do postural responses to transient and continuous perturbations show similar vision and amplitude dependence? *J. Biomech.* 26, 1181–1190.
- Mansour, D., 2013. Balance control of virtual manikins in perturbed environments.
- Mansour, D., Micaelli, A., Escande, A., Lemerle, P., 2011. A new optimization based approach for push recovery in case of multiple noncoplanar contacts. 2011 11th IEEE-RAS Int. Conf. Humanoid Robot. 331–338.
- Masud, T., Morris, R.O., 2001. Epidemiology of falls. *Age Ageing* 30, 3–7.
- Maurer, C., Mergner, T., Peterka, R.J., 2006. Multisensory control of human upright stance. *Exp. Brain Res.* 171, 231–250.
- McIlroy, W.E., Maki, B.E., 1996. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 51, M289–M296.
- McIlroy, W.E., Maki, B.E., 1994. The “deceleration response” to transient perturbation of upright stance. *Neurosci. Lett.* 175, 13–16.
- Mergner, T., Maurer, C., Peterka, R.J., 2003. A multisensory posture control model of human upright stance. In: *Progress in Brain Research*. pp. 189–201.
- Mille, M.L., Johnson-Hilliard, M., Martinez, K.M., Zhang, Y., Edwards, B.J., Rogers, M.W., 2013. One step, two steps, three steps more... directional vulnerability to falls in community-dwelling older people. *Journals Gerontol. - Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* 68, 1540–1548.
- Mille, M.-L., Rogers, M.W., Martinez, K., Hedman, L.D., Johnson, M.E., Lord, S.R., Fitzpatrick, R.C., 2003. Thresholds for inducing protective stepping responses to external perturbations of human standing. *J. Neurophysiol.* 90, 666–74.
- Moglo, K.E., Smeesters, C., 2006. Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery. In: *30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*.
- Morasso, P.G., Schieppati, M., 1999. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J. Neurophysiol.* 82, 1622–1626.
- Müller, M.L.T.M., Redfern, M.S., 2004. Correlation between EMG and COP onset latency in response to a horizontal platform translation. *J. Biomech.* 37, 1573–1581.
- Multon, F., Robert, T., 2014. Journée thématique de la Société de Biomécanique : Maintien de l'équilibre debout en situation dynamique chez l'être humain [WWW Document]. URL <https://equilibredyn2014.inria.fr/programme/>
- Nashner, L.M., Peters, J.F., 1990. Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurol. Clin.* 8, 331–349.
- Nawayseh, N., Griffin, M.J., 2006. Effect of frequency, magnitude and direction of translational and rotational oscillation on the postural stability of standing people. *J. Sound Vib.* 298, 725–754.



- Neptune, R.R., McGowan, C.P., 2011. Muscle contributions to whole-body sagittal plane angular momentum during walking. *J. Biomech.* 44, 6–12.
- Nishiwaki, K., Kagami, S., Kuniyoshi, Y., Inaba, M., Inoue, H., 2002. Online generation of humanoid walking motion based on a fast generation method of motion pattern that follows desired ZMP. *IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.* 3, 2684–2689.
- Orces, C.H., 2013. Emergency department visits for fall-related fractures among older adults in the USA: a retrospective cross-sectional analysis of the National Electronic Injury Surveillance System All Injury Program, 2001-2008. *BMJ Open* 3, 1–8.
- Organisation mondiale de la Santé, 2008. Global report on falls Prevention in older Age.
- Owings, T.M., Pavol, M.J., Grabiner, M.D., 2001. Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip. *Clin. Biomech.* 16, 813–9.
- Pai, Y., Rogers, M.W., Patton, J., Cain, T.D., Hanke, T. a, 1998. Static versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young and older adults. *J. Biomech.* 31, 1111–8.
- Pai, Y.-C., Patton, J., 1997. Center of mass velocity position prediction for balance control. *J. Biomech.* 30, 347–354.
- Park, J.H.P.J.H., Cho, H.C.C.H.C., 2000. An online trajectory modifier for the base link of biped robots to enhance locomotion stability. *Proc. 2000 ICRA. Millenn. Conf. IEEE Int. Conf. Robot. Autom. Symp. Proc. (Cat. No.00CH37065)* 4, 3353–3358.
- Park, S., Horak, F.B., Kuo, A.D., 2004. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Exp. Brain Res.* 154, 417–27.
- Pavol, M.J., Owings, T.M., Foley, K.T., Grabiner, M.D., 2001. Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 56, M428–37.
- Pavol, M.J., Pai, Y.-C., 2002. Feedforward adaptations are used to compensate for a potential loss of balance. *Exp. Brain Res.* 145, 528–538.
- Pereira, S., Hecht, M., Segurado, V., Sohr, S., Uetwiller, S., 2001. Passive Safety in Urban Railway Systems, Light Rail Vehicle, Accident Statistics.
- Peterka, R., 2002. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *J. Neurophysiol.* 1097–1118.
- Popovic, M.B., Goswami, A., Herr, H., 2005. Ground Reference Points in Legged Locomotion: Definitions, Biological Trajectories and Control Implications. *Int. J. Rob. Res.* 24, 1013–1032.
- Powell, J.P., Palacín, R., 2015. Passenger Stability Within Moving Railway Vehicles: Limits on Maximum Longitudinal Acceleration. *Urban Rail Transit.*
- Pratt, J., Carff, J., Drakunov, S., Goswami, A., 2006. Capture Point: A Step toward Humanoid Push Recovery. 2006 6th IEEE-RAS Int. Conf. Humanoid Robot. 200–207.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M., Voigt, M., 2001. Muscle recruitment by the min/max criterion - A comparative numerical study. *J. Biomech.* 34, 409–415.
- Rietdyk, S., Patla, A., Winter, D., Ishac, M., Little, C., 1999. Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing. *J. Biomech.* 32,



- 1149–1158.
- Robert, T., 2005. Experimental study of the balance control of standing passengers in public transport. *Contemp. Ergon.* 2005 3.
- Robert, T., 2006. Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout suite à une accélération transitoire de la surface d'appui. [csidoc.insa-lyon.fr](http://csidoc.insa-lyon.fr).
- Robert, T., Beillas, P., Maupas, A., Verriest, J.-P., 2007. Conditions of possible head impacts for standing passengers in public transportation: an experimental study. *Int. J. Crashworthiness* 12, 319–327.
- Robert, T., Bennett, B.C., Russell, S.D., Zirker, C. a., Abel, M.F., 2009. Angular momentum synergies during walking. *Exp. Brain Res.* 197, 185–197.
- Roos, P.E., McGuigan, M.P., Kerwin, D.G., Trewartha, G., 2008. The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults. *Gait Posture* 27, 352–6.
- Runge, C.F., Shupert, C.L., Horak, F.B., Zajac, F.E., 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture* 10, 161–70.
- Sardain, P., Bessonnet, G., 2004. Forces Acting on a Biped Robot. Center of Pressure - Zero Moment Point. *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. - Part A Syst. Humans* 34, 630–637.
- Sari, M., Griffin, M., 2009. Subjective assessment of the postural stability of walking subjects exposed to lateral vibration. ... *Hum. Response to Vib. held* ... 7–9.
- Sarraf, T. a, Marigold, D.S., Robinovitch, S.N., 2013. Maintaining standing balance by handrail grasping. *Gait Posture*.
- Schulz, B.W., Ashton-Miller, J. a., Alexander, N.B., 2005. Compensatory stepping in response to waist pulls in balance-impaired and unimpaired women. *Gait Posture* 22, 198–209.
- Shen, W., Parsons, K.C., 1997. Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort. *Int. J. Ind. Ergon.* 20, 441–461.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H., 1995. *Motor Control: Theory and practical applications*, Physiotherapy. Lippincott Williams & Wilkins.
- Stephens, B., 2007. Humanoid push recovery. In: 2007 7th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots. IEEE, pp. 589–595.
- Stephens, B.J., Atkeson, C.G., 2010. Push recovery by stepping for humanoid robots with force controlled joints. 2010 10th IEEE-RAS Int. Conf. Humanoid Robot. Humanoids 2010 52–59.
- Stevens, J. a, Corso, P.S., Finkelstein, E. a, Miller, T.R., 2006. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. *Inj. Prev.* 12, 290–5.
- Szturm, T., Fallang, B., 1998. Effects of varying acceleration of platform translation and toes-up rotations on the pattern and magnitude of balance reactions in humans. *J. Vestib. Res.* 8, 381–97.
- Thelen, D.G., Wojcik, L. a, Schultz, a B., Ashton-Miller, J. a, Alexander, N.B., 1997. Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 52, M8–13.

- Thuong, Griffin, 2011. The vibration discomfort of standing persons: the effect of body supports. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part F J. Rail Rapid Transit* 225, 228–235.
- Thuong, O., Griffin, M.J., 2012. The vibration discomfort of standing people: relative importance of fore-and-aft, lateral, and vertical vibration. *Appl. Ergon.* 43, 902–8.
- Tisserand, R., 2015. Mécanismes biomécaniques et cognitifs du rattrapage de l'équilibre : Application à une population âgée autonome.
- Tisserand, R., Robert, T., Chabaud, P., Livet, P., Bonnefoy, M., Chèze, L., 2015. Comparison between investigations of induced stepping postural responses and voluntary steps to better detect community-dwelling elderly fallers. *Neurophysiol. Clin. / Clin. Neurophysiol.*
- Tokuno, C.D., Cresswell, A.G., Thorstensson, A., Carpenter, M.G., 2010. Age-related changes in postural responses revealed by support-surface translations with a long acceleration-deceleration interval. *Clin. Neurophysiol.* 121, 109–117.
- Troy, K.L., Grabiner, M.D., 2005. The presence of an obstacle influences the stepping response during induced trips and surrogate tasks. *Exp. Brain Res.* 161, 343–50.
- Troy, K.L., Grabiner, M.D., 2006. Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips. *Gait Posture* 24, 441–447.
- Vallée, P., Robert, T., 2015. Influence of the strategies and biomechanical parameters on the capacity to handle balance perturbation: a numerical assessment. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 1–2.
- van der Kooij, H., Jacobs, R., Koopman, B., Grootenboer, H., 1999. A multisensory integration model of human stance control. *Biol. Cybern.* 80, 299–308.
- Vellas, B.J., Wayne, S.J., Romero, L.J., Baumgartner, R.N., Garry, P.J., 1997. Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. *Age Ageing* 26, 189–93.
- Verriest, J., Hétier, M., Chevalier, M., 2010. Kinematics of a Standing Passenger Subjected to an Emergency Braking Deceleration Pulse. 6th World Congr. ....
- Visser, J.E., Carpenter, M.G., van der Kooij, H., Bloem, B.R., 2008. The clinical utility of posturography. *Clin. Neurophysiol.* 119, 2424–2436.
- Vukobratović, M., Borovac, B., 2004. Zero-Moment Point — Thirty Five Years of Its Life. *Int. J. Humanoid Robot.* 01, 157–173.
- Wang, X., Le Breton-Gadegbeku, B., Bouzon, L., 2004. Biomechanical evaluation of the comfort of automobile clutch pedal operation. *Int. J. Ind. Ergon.* 34, 209–221.
- Weerdesteyn, V., Laing, A.C., Robinovitch, S.N., 2012. The body configuration at step contact critically determines the successfulness of balance recovery in response to large backward perturbations. *Gait Posture* 35, 462–6.
- Wieber, P., Chevallereau, C., 2006. Online adaptation of reference trajectories for the control of walking systems. *Rob. Auton. Syst.* 1–20.
- Wieber, P.-B., 2002. On the stability of walking systems. ... *Int. Work. humanoid Hum.* ....
- Wieber, P.-B., 2008. Viability and predictive control for safe locomotion. 2008 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst. 1103–1108.
- Wight, D.L., Kubica, E.G., Wang, D.W.L., 2008. Introduction of the Foot Placement

- Estimator: A Dynamic Measure of Balance for Bipedal Robotics. *J. Comput. Nonlinear Dyn.* 3, 011009.
- Winter, D., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*.
- Winter, D., 2009. Biomechanics and motor control of human movement, 4th ed. John Wiley & Sons, Inc.
- Wojcik, L. a, Thelen, D., Schultz, A., Ashton-Miller, J., Alexander, N., 1999. Age and Gender differences in single step recovery from a forward fall. *J. Gerontol.* 54, 44–50.
- Wolfson, L., Whipple, R., Derby, C. a, Amerman, P., Murphy, T., Tobin, J.N., Nashner, L., 1992. A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology* 42, 2069–2075.
- World Health Organization, 2012. Aide mémoire n°344 [WWW Document]. URL <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/fr/>
- Wu, M., Ji, L., Jin, D., Pai, Y.C., 2007. Minimal step length necessary for recovery of forward balance loss with a single step. *J. Biomech.* 40, 1559–1566.

# Annexes

## [A1] Evaluation de la norme – FU1, FU2 et FU3

### Freinage d'urgence 1

Les performances de confort sont  $A_{\max}^{\text{ref}} = 2,5 \text{ m/s}^2$  et  $J^{\text{ref}} = 4 \text{ m/s}^3$ . Les performances opérationnelles sont  $a_e = 1.2 \text{ m/s}^2$  et  $t_e = 1.5 \text{ s}$ . L'évolution de  $FS_{\%}$  et de la distance d'arrêt en fonction de  $J$  pour les 3 vitesses sont représentées sur la Figure 57 et reprises dans le Tableau 22. Afin de représenter l'impact d'une modification du Jerk au cours du freinage (et non uniquement sur la distance d'arrêt), l'évolution de la vitesse en fonction de la distance parcourue depuis le début du freinage a été représentée pour trois valeurs de jerk et trois vitesses initiales sur la Figure 58.

FU1	Distance d'arrêt opérationnelle (m)	$J = 2 \text{ m/s}^3$		Référence norme $J = 4 \text{ m/s}^3$		$J = 8 \text{ m/s}^3$	
		% chute	Distance d'arrêt (m)	% chute	Distance d'arrêt (m)	% chute	Distance d'arrêt (m)
10 km/h	7,4	0	3,1	28,9	2,4	74,5	2
25 km/h	30,5	0	13,8	28,9	11,8	74,5	10,7
50 km/h	101,2	0	47,1	28,9	42,9	74,5	40,7

Tableau 22 : Résultats pour une modification du jerk dans le cas du FU1. Les performances opérationnelles (rouge) indiquent la distance d'arrêt maximale à ne pas dépasser.

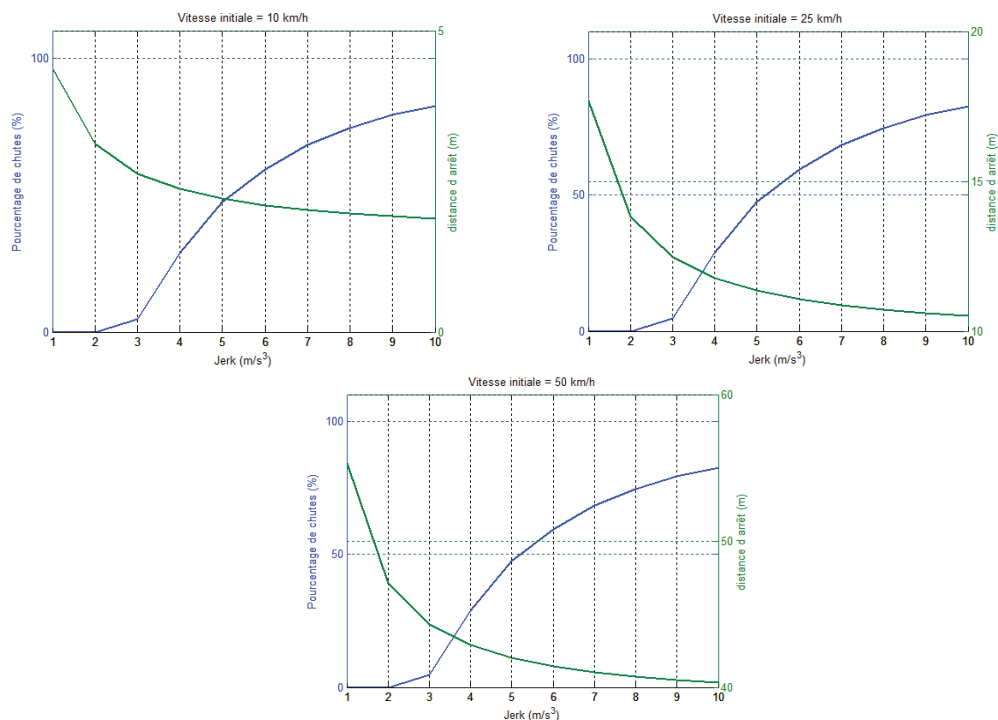


Figure 57 : Mise en parallèle de l'évolution du risque de chute ( $FS_{\%}$ , bleu) et de la distance d'arrêt (vert) en fonction du jerk pour trois vitesses initiales.

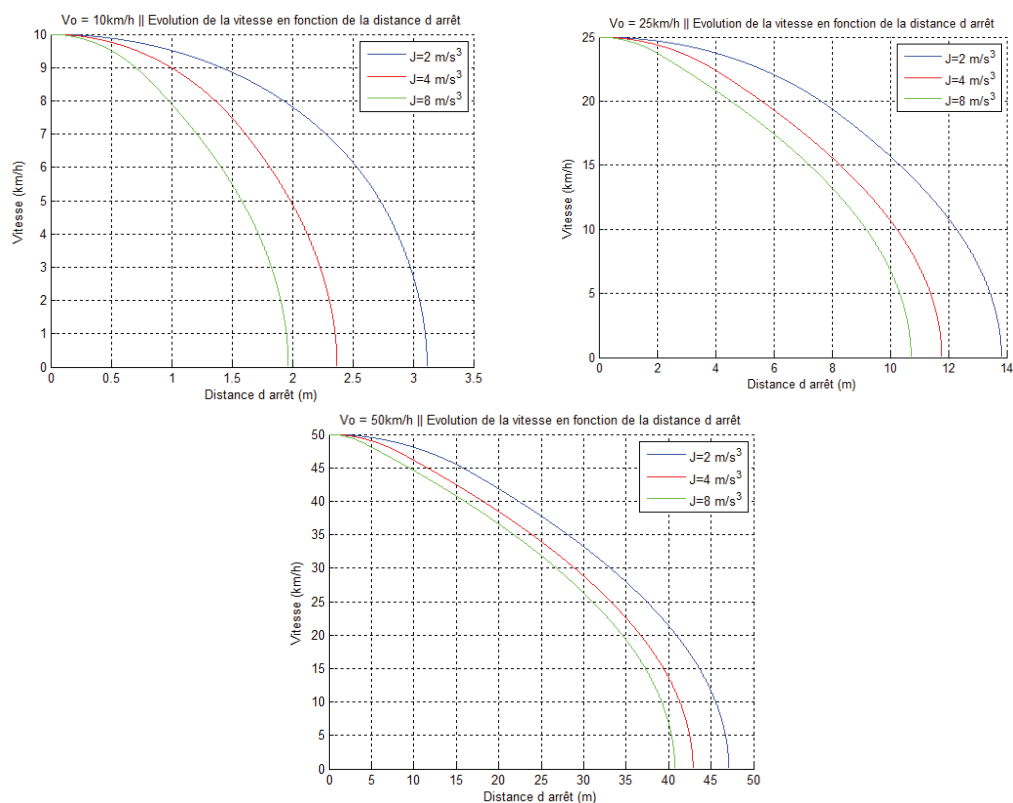


Figure 58 : Evolution de la vitesse en fonction de la distance parcourue par la rame pendant le freinage pour 3 vitesses : 10, 25 et 50km/h et 3 jerks : 2, 4 et 8m/s<sup>3</sup>.

## Freinage d'urgence 2

Les performances de confort sont identiques au cas FU1 :  $A_{\max}^{\text{ref}} = 2,5 \text{ m/s}^2$  et  $J^{\text{ref}} = 4 \text{ m/s}^3$ .  
Les performances opérationnelles sont  $a_e = 1,2 \text{ m/s}^2$  et  $t_e = 2 \text{ s}$ .

FU2	Distance d'arrêt opérationnelle (m)	$J = 2 \text{ m/s}^3$		Référence norme J $= 4 \text{ m/s}^3$		$J = 8 \text{ m/s}^3$	
		% chute	Distance d'arrêt (m)	% chute	Distance d'arrêt (m)	% chute	Distance d'arrêt (m)
10 km/h	8,8	0	3,1	28,9	2,4	74,5	2
25 km/h	34,0	0,7	13,8	28,9	11,8	74,5	10,7
50 km/h	108,2	0,7	47,1	28,9	42,9	74,5	40,7

**Tableau 23 : Résultats pour une modification du jerk dans le cas du FU2. Les performances opérationnelles (rouge) indiquent la distance d'arrêt maximale à ne pas dépasser.**

Hormis une très légère augmentation des distances d'arrêt opérationnelles, les résultats sont identiques au FU1.

## Modification du Jerk à distance d'arrêt constante pour FU1 et FU2

Pour les freinages type FU1 et FU2, les limites de confort sont les mêmes. Nous ne les différencierons donc pas.

La Figure 59(a) représente les valeurs de  $A_{\max}$  qui, en fonction de  $J$  et de  $v_0$ , génèrent une distance d'arrêt équivalente à celle définie par les performances de confort ( $J^{\text{ref}}$ ,  $A_{\max}^{\text{ref}}$ ) de la norme. Le trait rouge correspond à la situation  $J^{\text{ref}}$  et  $A_{\max}^{\text{ref}}$  de la performance de confort. Tous les points ( $J, A_{\max}$ ) des courbes générées par l'intersection de la surface tracée avec les plans perpendiculaire au trait rouge (plans de vitesse initiale constante) définissent des profils de freinage ayant la même distance d'arrêt.

La Figure 59 (b) est similaire à la Figure 59 (a) mais représente, au lieu de  $A_{\max}$ , les valeurs de  $FS\%$ . Là aussi, tous les points ( $J, FS\%$ ) des courbes générées par l'intersection de la surface tracée avec les plans perpendiculaires au trait rouge (plans de vitesse initiale constante) définissent des profils de freinage ayant la même distance d'arrêt.

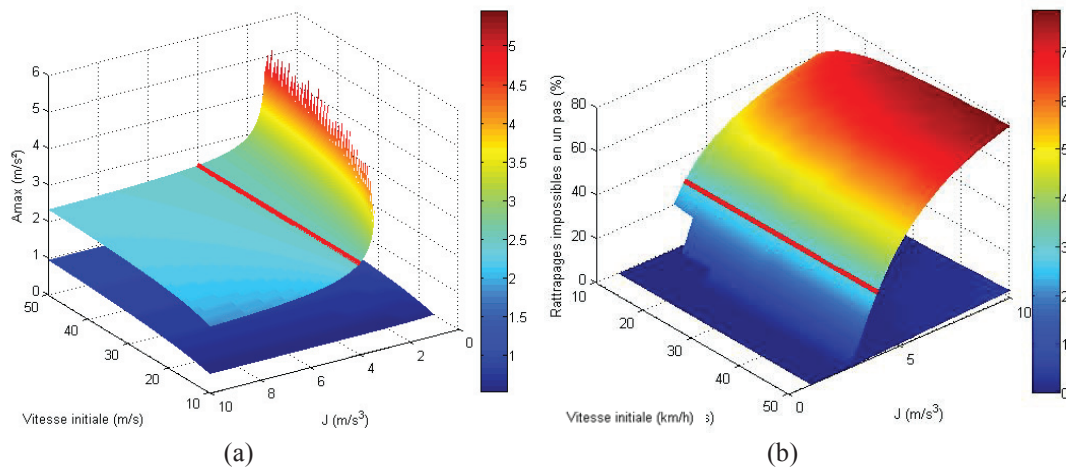


Figure 59 : (a). Représentation de l'accélération maximale en fonction de la vitesse initiale et du jerk. (b) Représentation de  $FS_{\%}$  l'évolution du nombre de rattrapages impossibles en un pas en fonction de la vitesse initiale et du jerk

On peut observer qu'une augmentation du Jerk n'entraîne qu'une diminution très faible de l'accélération mais une augmentation importante du risque de chute. A contrario une diminution du Jerk doit être compensée par une augmentation assez importante de l'accélération. Cependant l'effet de la diminution du jerk reste prépondérant sur le risque de chute puisque ce dernier diminue de manière assez nette avec la diminution du Jerk. D'autre part, il apparaît que, pour les faibles vitesses, la valeur du jerk proposée par la performance de confort est presque la plus petite valeur de Jerk permettant de respecter l'objectif de distance d'arrêt  $D^{\text{ref}}$  : pour ces faibles vitesses, une diminution du Jerk s'accompagne nécessairement d'une augmentation de la distance d'arrêt. Il faut cependant se rappeler que cette augmentation peut être relativement faible.

## Influence d'une accélération initiale sur le profil de décélération

L'évolution de la forme du profil de décélération du fait de la présence d'une accélération initiale n'est pas évidente à prévoir. En effet, la norme NF EN 13452-1 ne prend pas clairement en compte ce cas de figure. En particulier, le calcul des temps de retard et temps de réponse ( $t_{10}$  et  $t_{90}$ ) en cas d'accélération initiale n'est pas clairement explicité. Cela impacte le calcul des performances opérationnelles mais aussi le calcul du Jerk  $J$  pour les performances de confort.

Nous nous sommes donc tournés vers l'analyse des données de la campagne de mesures réalisée par Alstom sur un amendement du système de freinage d'urgence sur la ligne T2 du tramway parisien (Rapport d'essais Amendement freinage d'urgence sans patin T2). Dans cette campagne, des essais de freinage d'urgence ont été réalisés pour 2 cas de charge, deux type de freinage d'urgence (FU2 et FU3), deux vitesses initiales (10 km/h et 20 km/h) et sur erre (sans accélération initiale) ou en traction (avec une accélération initiale). Les effets de la traction (par rapport à l'essai sur erre) sur les caractéristiques du freinage sont résumés dans le Tableau 24 ci-dessous. Il en ressort l'absence de tendance claire entre la présence d'une accélération initiale et les caractéristiques du freinage d'urgence.

	FU2		FU3	
	10 km/h	20 km/h	10 km/h	20 km/h
$t_c$	↗	≈	↘	↘
$J$	≈	↗	↘	↗
$D$	↗	↗	↗	↗

**Tableau 24 : Effet de l'accélération initiale (essai en traction vs. essais sur erre) sur les caractéristiques du freinage pour différentes configurations de FU et de vitesses initiales.**

### Profils d'accélération

Nous nous sommes placés dans le cas d'un freinage effectué selon les performances de confort ( $J^{\text{ref}}$ ,  $A^{\text{ref}}$ ) à partir d'une vitesse initiale de 10 km/h. Deux types de freinage, FU2 et FU3, sont pris en compte.

Pour chacun, nous avons considéré trois cas de figure (cf. Figure 60 et Tableau 25 ci-dessous) :

- un freinage ( $J^{\text{ref}}$ ,  $A^{\text{ref}}$ ) sans accélération initiale, qui sera notre référence ;
- un profil de freinage ayant une accélération initiale de  $1.2 \text{ m.s}^{-2}$  (relevé des rapports d'essais réalisés à Montpellier et à Paris) et un Jerk égal au cas de référence ( $J = J^{\text{ref}}$ ), ce qui implique que le plateau d'accélération  $A^{\text{ref}}$  est atteint plus tard ;
- un profil de freinage ayant une accélération initiale de  $1.2 \text{ m.s}^{-2}$  et un temps de montée égal au cas de référence, ce qui entraîne une augmentation du Jerk ( $J > J^{\text{ref}}$ ).

Notons que ce cas ne respecte pas les performances de confort de la norme. On peut aussi remarquer que les deux cas avec accélération initiale (Jerk constant et temps de montée constant) engendrent une augmentation de la distance d'arrêt, ce qui semble être le seul



effet d'une accélération initiale systématiquement observé dans les données du « Rapport d'essais Amendement freinage d'urgence sans patin T2 » d'Alstom (cf. Tableau 24).

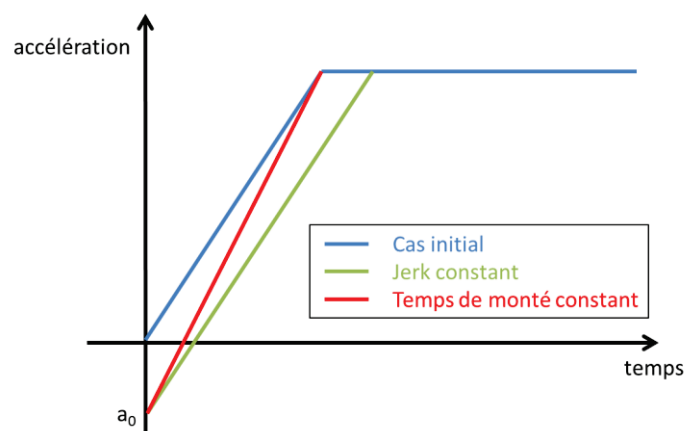


Figure 60 : Profils d'accélération pris en compte pour étudier l'influence d'une accélération initiale sur le risque de chute : profil de référence (bleu), et profils avec accélération initiale respectant le Jerk (vert) ou le temps de montée (rouge) du profil de référence.

Les caractéristiques des profils sont résumées dans le Tableau 25 ci-dessous.

	FU2			FU3		
	$a_0$ (m/s <sup>2</sup> )	A (m/s <sup>2</sup> )	J (m/s <sup>3</sup> )	$a_0$ (m/s <sup>2</sup> )	A (m/s <sup>2</sup> )	J (m/s <sup>3</sup> )
<b>Cas Initial</b>	0	2,5	4	0	5	8
<b>Jerk Constant</b>	- 1,2	2,5	4	- 1,2	5	8
<b>Tps monté constant</b>	- 1,2	2,5	5,9	- 1,2	5	10,7

Tableau 25 : caractéristiques des profils d'accélération utilisés pour évaluer l'influence d'une accélération initiale

### Etat initial des personnes

Nous considérons que l'accélération initiale est constante depuis suffisamment longtemps pour que les passagers aient pu adopter une posture correspondant à un équilibre « de repos » : le XCoM positionné au centre des chevilles et une vitesse du CoM nulle. Avec une accélération initiale nulle cela correspond à une posture debout verticale (CoM au-dessus des chevilles). Avec une accélération initiale non nulle cela correspond à un sujet penché vers l'avant de manière à « contrer » l'accélération.

### Variables étudiées

Pour chaque cas, et deux types de FU (FU2 et FU3), nous avons estimé la métrique FS%.

### Résultats

Les résultats obtenus sont résumés dans le Tableau 26 ci-dessous.

	FU2			FU3		
	Référence	Cas 1	Cas 2	Référence	Cas 1	Cas 2
FS% (%)	28,9	33,7	72,1	97,2	95,8	100

**Tableau 26 : influence de l'accélération initiale sur le risque de chute FS% pour les deux cas de figure considérés : cas 1 = jerk constant, cas 2 = temps de monté constant.**

On peut noter que le premier cas de figure (conservation du Jerk), n'a quasiment pas d'influence sur le risque de chute. En revanche le deuxième cas de figure, avec une augmentation du Jerk, a un effet extrêmement pénalisant sur le risque de chute : dans le cas du FU2, on observe un triplement de FS%; dans le cas du FU3, la saturation de notre métrique à 100% masque en partie cet effet, bien réel cependant (observable sur l'évolution du XCoM au cours du temps par exemple).

### **Conclusions**

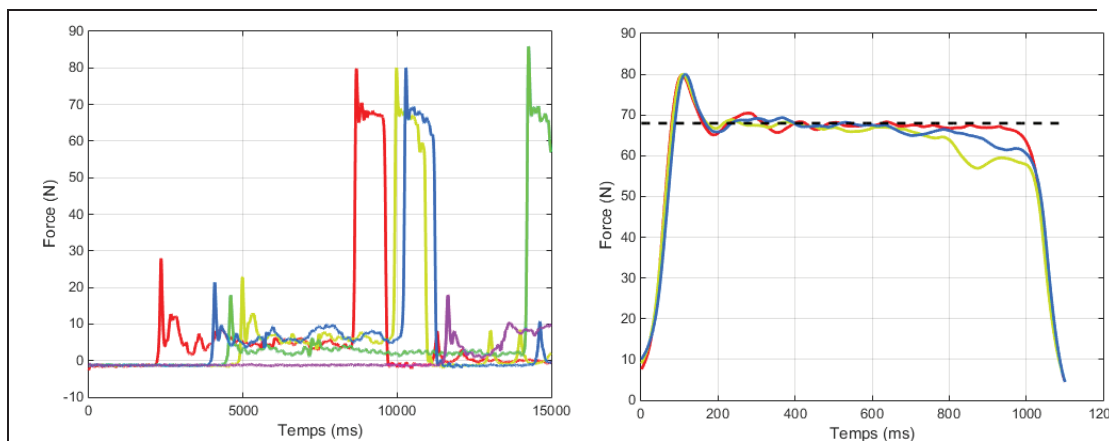
Nous retrouvons dans cette partie l'effet prépondérant d'une augmentation du jerk sur le risque de chute. Lorsque la présence d'une accélération initiale au moment du déclenchement du freinage d'urgence s'accompagne d'une augmentation du Jerk, cela se traduit par une augmentation importante du risque de chute. La présence d'une accélération initiale n'a en revanche que très peu d'influence lorsqu'elle ne s'accompagne pas d'une augmentation du Jerk.

Il convient cependant d'être prudent sur les conclusions applicatives que l'on pourrait tirer de ces résultats. En particuliers, l'effet d'une accélération initiale sur les profils de décélération semble relativement complexe (cf. le « Rapport d'essais Amendement freinage d'urgence sans patin T2 » d'Alstom ou le Tableau 24 ci-dessus). Il serait aussi intéressant de vérifier les hypothèses faites sur le comportement des passagers lors de l'accélération initiale, et donc leur état au début de la décélération.

## [A2] Evaluation du moteur - respect de la consigne

### Consigne à 9% du PDC

2 essais ne rentrent pas dans les 15 secondes d'enregistrement, l'essai 15 (vert foncé, figure de gauche) et l'essai 22 (violet, figure de gauche). La valeur du plateau de consigne est affichée en pointillés noirs sur la figure de droite.

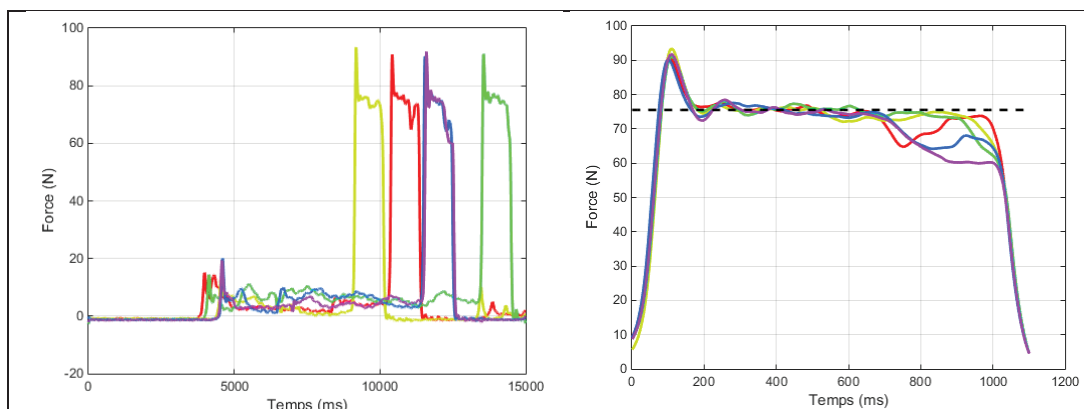


- Analyse du plateau moyen

		Plateau moyen	Erreur
<span style="color: red;">—</span>	Rouge	67,8	0%
<span style="color: yellow;">—</span>	Vert clair	65,6	3%
<span style="color: green;">—</span>	Vert foncé	-	-
<span style="color: blue;">—</span>	Bleu	67,0	1%
<span style="color: purple;">—</span>	Violet	-	-

Très bonne répétabilité du moteur, les profils semblent vraiment identiques. Très bonne précision de la consigne (<5% d'erreur moyenne). Un léger pique au début de la perturbation au-dessus de la valeur plateau mais sa durée est très courte

### Consigne à 10% du PDC



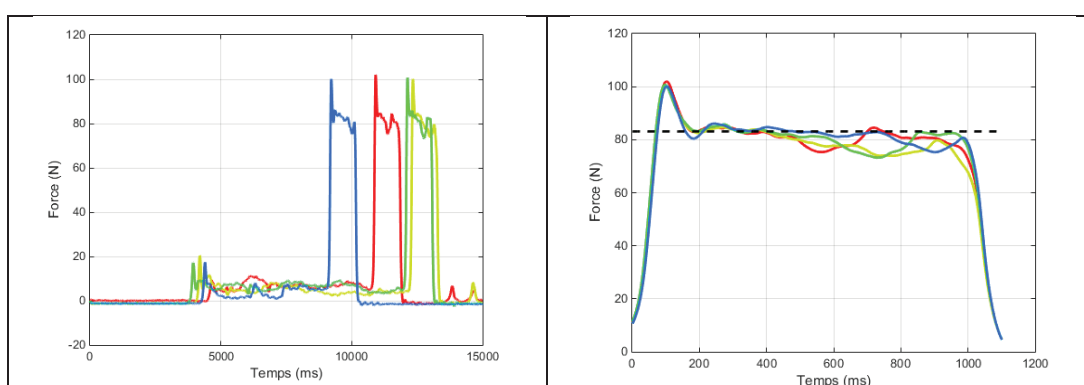
- Analyse du plateau moyen

		Plateau moyen	Erreur
<span style="color: red;">—</span>	Rouge	74,3	2%
<span style="color: yellow;">—</span>	Vert clair	75,0	1%
<span style="color: green;">—</span>	Vert foncé	75,2	0%
<span style="color: blue;">—</span>	Bleu	72,9	3%
<span style="color: purple;">—</span>	Violet	72,0	5%






Toujours une très bonne répétabilité du moteur, les profils sont quasi identiques. Le respect de la consigne est toujours très bon.

### Consigne à 11% du PDC

Il n'y a que 4 essais pour les perturbations à 11% du PdC



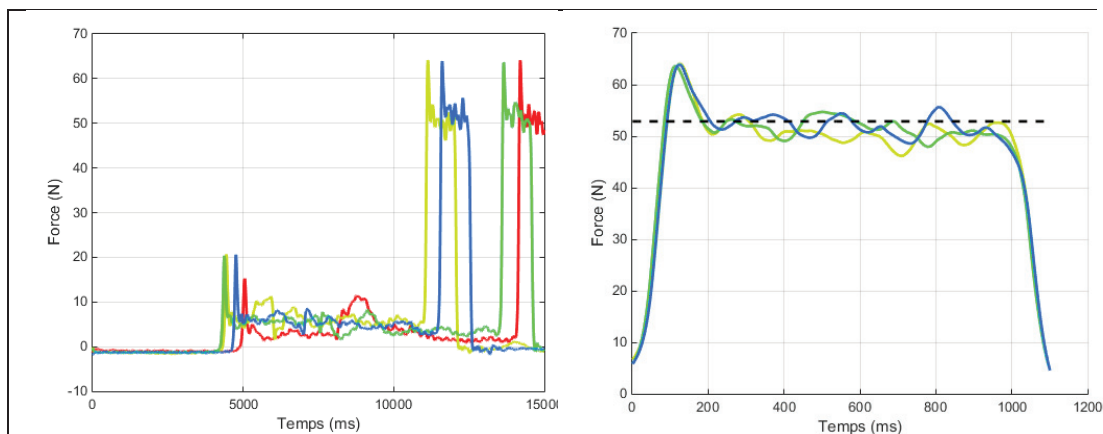
- Analyse du plateau moyen

		Plateau moyen	Erreur
	Rouge	81,6	2%
	Vert clair	79,9	4%
	Vert foncé	81,4	2%
	Bleu	82,3	1%
	Violet	-	-






Toujours une très bonne répétabilité et respect de la consigne.

### Consigne à 7% du PDC

Il n'y a que 4 essais à 7% du PdC. L'essai numéro 3 (couleur rouge) dépasse des 15 secondes d'enregistrement.



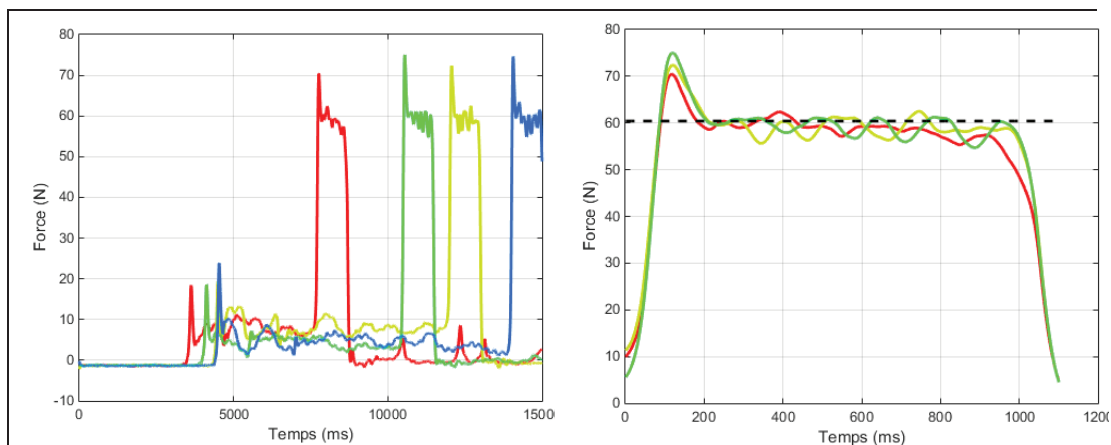
- Analyse du plateau moyen

		Plateau moyen	Erreur
	Rouge	-	-
	Vert clair	51,3	3%
	Vert foncé	52,2	1%
	Bleu	52,7	0%
	Violet	-	-






Toujours une très bonne répétabilité et respect de la consigne.

## Consigne à 8% du PDC

Il n'y a que 4 essais à 8% du PdC. L'essai numéro 18 (couleur bleue) dépasse des 15 secondes d'enregistrement.



- Analyse du plateau moyen

		Plateau moyen	Erreur
	Rouge	59,1	2%
	Vert clair	60,0	1%
	Vert foncé	60,2	0%
	Bleu	-	-
	Violet	-	-

Toujours une très bonne répétabilité et respect de la consigne.

## Conclusion

Le respect de la consigne est excellent, l'erreur moyenne est toujours inférieure à 5%. Il faut noter le petit pic de dépassement juste à la fin de la phase de montée en force.

La répétabilité de la perturbation ne fait aucun doute, même sur les perturbations qui ont entraîné un pas de rattrapage.